

Aus der I. Medizinischen Klinik und Poliklinik der
Johannes-Gutenberg-Universität Mainz
(Direktor Prof. Dr. H. P. Wolff)

Über die körperliche Leistungsfähigkeit von 12- bis 13jährigen Schulkindern – gemessen mit der Impedanz-Kardiographie

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde der
Johannes-Gutenberg-Universität Mainz,
den medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von

Karl-Michael Schirmer
aus Speyer

Mainz 1976



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der I. Medizinischen Klinik und Poliklinik der
Johannes-Gutenberg-Universität Mainz.

(Direktor Prof. Dr. H. P. Wolff)

Über die körperliche Leistungsfähigkeit von
12- bis 13jährigen Schulkindern -
gemessen mit der Impedanz-Kardiographie.

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde der
Johannes-Gutenberg-Universität Mainz, den Medizinischen
Fachbereichen

vorgelegt von

Karl-Michael SCHIRMER
aus Speyer

M a i n z 1976

Fachbereichsdekan: Professor Dr. E. Straub

1. Gutachter : Professor Dr. H. Spitzbarth

2. Gutachter : Professor Dr. B.-K. Jüngst



1.	EINLEITUNG UND ZIELSTELLUNG DER ARBEIT	1
2.	BESTIMMUNG DES HERZMINUTENVOLUMENS	3
2.1.	Das Fick'sche Prinzip	3
2.1.1.	Die Eigengasmethode	3
2.1.2.	Die Fremdgasmethode	5
2.2.	Die Indikatormethode nach Steward-Hamilton	5
2.3.	Weitere Verfahren	7
2.3.1.	Die Temperaturverdünnungsmethode	7
2.3.2.	Bestimmung des Herzminutenvolumens durch Blutdruckmessung	7
2.3.3.	Die N_2O -Methode nach Kety und Schmidt	8
2.3.4.	Die sphymographische Methode	8
2.3.5.	Bestimmung des Minutenvolumens mit Hilfe des Ballistokardiogramms	9
2.4.	Eigene Methode der Herzminutenvolumenbe- stimmung mit Hilfe des Impedanz-Kardio- graphen	10
3.	METHODIK	18
3.1.	Untersuchter Personenkreis	18
3.2.	Untersuchungsmethodik	18
3.3.	Meßgrößen und Auswertung der Kurven	24
4.	DIE IMPEDANZ-KARDIOGRAPHIE	29
4.1.	Mögliche Anwendungsbereiche des Impedanz- Kardiographen	29
4.2.	Vergleich der Impedanz-Kardiographie mit anderen Methoden	31
5.	DIE REGULATION DES HERZMINUTENVOLUMENS	33
5.1.	Die Kreislautzentren	33
5.2.	Einstellung des Herzminutenvolumens	34

6.	STATISTISCHE AUSWERTUNG UND GRAPHISCHE DARSTELLUNG	36
7.	ERGEBNISSE	38
7.1.	Das Verhalten der Herzschlagfrequenz	38
7.1.1.	Die Herzschlagfrequenz unter Ruhebedingungen	38
7.1.2.	Die Herzschlagfrequenz während der Belastung	38
7.1.3.	Die Herzschlagfrequenz während der Erholungspause	39
7.1.4.	Besprechung	39
7.2.	Das Verhalten des Herzschlagvolumens	42
7.2.1.	Das Herzschlagvolumen unter Ruhebedingungen	42
7.2.2.	Das Herzschlagvolumen während der Belastung	42
7.2.3.	Das Herzschlagvolumen während der Erholungspause	43
7.2.4.	Besprechung	44
7.3.	Das Verhalten des Herzminutenvolumens	47
7.3.1.	Das Herzminutenvolumen unter Ruhebedingungen	47
7.3.2.	Das Herzminutenvolumen während der Belastung	47
7.3.3.	Das Herzminutenvolumen während der Erholungspause	48
7.3.4.	Besprechung	49
7.4.	Das korrelative Verhalten zwischen Herzschlagfrequenz und Herzschlagvolumen	69
8.	DISKUSSION	71
9.	ZUSAMMENFASSUNG	79
10.	LITERATUR	80

1. EINLEITUNG UND ZIELSTELLUNG DER ARBEIT

In klassischen Physiologielehrbüchern ist die Grundfunktion des Herzens als eine Blutpumpe beschrieben.

Auch Jahrhunderte, nachdem William Harvey 1628 (20) erste Forschungsergebnisse über die Natur des Kreislaufsystems veröffentlichte, bleibt die Pumpfunktion des Herzens ein nur schwer zu fassender Parameter.

Um ihn zu messen, sind aufwendige, den Patienten oft belastende Maßnahmen notwendig, die eine sterile chirurgische Behandlung erfordern, denn es handelt sich dabei um Blutentnahmen, oder um Invasion herznaher Gefäße.

Es sind aber zur selben Zeit relativ einfache Methoden verfügbar, um Parameter aufzuzeichnen, die zu der Herzmuskel-funktion eine Beziehung haben, wie zum Beispiel die Puls-frequenz, der Blutdruck, und die elektrische Aktivität.

Obwohl offensichtlich ein großer Bedarf an einfachen Methoden bestand, um einen Aufschluß über die mechanische Aktivität des Herzens zu erhalten, verflossen ungefähr 300 Jahre nach Harveys klassischem Experiment, als Atzler und Lehmann 1932 (3) kleine transthorakale Widerstandsänderungen während des Herzzyklus aufzeichneten, um die Herzmuskelfunktion zu untersuchen.

Andere amerikanische Autoren (17) haben erkannt, daß durch Änderungen des elektrischen Widerstandes eine Vielzahl von physiologischen Ereignissen gemessen und entdeckt werden können.

W. G. Kubicek und seine Mitarbeiter haben 1966 ein Gerät entwickelt, das auf transthorakalen Widerstandsänderungen basiert und mit dessen Hilfe das Schlagvolumen und das Minutenvolumen des Herzens auf unblutige und den Patienten wenig belastende Methode gemessen werden kann. Solche Verfahren, welche eine technisch einfache und risikofreie Messung und Überwachung des Herzzeitvolumens ermöglichen, verdienen besondere Aufmerksamkeit und sorgfältige Prüfung.

Das Ziel der vorgelegten Arbeit soll es sein, mit Hilfe der Impedanz Kardiographie das Schlag- und Minutenvolumen und die Schlagfrequenz des Herzens bei Schulkindern zu messen, ihr Verhalten während und nach Belastung zu diskutieren, und das unterschiedliche Leistungsverhalten von Jungen und Mädchen im Wachstumsalter darzulegen.

2. BESTIMMUNG DES HERZMINUTENVOLUMENS

Unter dem Ausdruck Herzminutenvolumen verstehen wir die Menge des Blutvolumens, die vom Herzen in einer Minute gefördert wird. Es errechnet sich aus dem Produkt von Schlagvolumen des Herzens mit der Herzschlagfrequenz in der Minute.

Eine direkte Messung des Herzminutenvolumens kann man nur im Tierversuch durchführen, wobei eine Stromuhr in die Aorta gelegt wird.

Beim Menschen ist seine Messung nur auf indirektem Wege möglich, weshalb die Untersuchungen mit großen Fehlerquellen behaftet sind.

Dies ist eine Erklärung für die Tatsache, daß für die Bestimmung des Herzminutenvolumens verschiedene Verfahren angewandt werden. Die meisten Methoden, insbesondere die Indikatorverdünnungsmethode, beruhen jedoch auf dem, erstmals von Adolf Fick angegebenen Verfahren.

2.1. Das Fick'sche Prinzip

Die Überlegungen von Fick gingen davon aus, daß ein Volumen pro Zeit dadurch ermittelt werden kann, indem man bestimmt, in welchem Maß eine bekannte Indikatormenge verdünnt wird.

2.1.1. Die Eigengasmethode

Von Fick wurde Sauerstoff als Indikator vorgeschlagen. Man mißt spirometrisch die in einer Minute aufgenommene Sauerstoffmenge. Wenn höhere Anforderungen gestellt werden, muß die während der Versuchsdauer ausgeatmete Luft z.B. in einem Douglas-Sack gesammelt und durch Probeentnahme gasanalytisch auf ihren O_2 -Gehalt untersucht werden. Der Unterschied zum O_2 -Gehalt der Umgebungsluft ergibt die gesamte O_2 -Aufnahme und damit das pro Minute aufgenommene O_2 -Volumen.

Gleichzeitig muß der Sauerstoffgehalt des arteriellen und venösen Blutes, also die arteriovenöse Sauerstoffdifferenz (a. v. D O₂) errechnet werden. Auf der arteriellen Seite kann die Sauerstoffkonzentration nach van Slyke ermittelt werden. Auf der venösen Seite ist es am günstigsten, venöses Blut unmittelbar vor der Lunge, aus dem Truncus pulmonalis zu entnehmen, da in den einzelnen Kreislaufabschnitten die Sauerstoffausnutzung in Abhängigkeit von den energetischen Vorgängen sehr verschieden ist. So können zum Beispiel Blutproben von Hautvenen einen hohen, dagegen von Venen arbeitender Muskulatur einen niedrigen O₂-Gehalt aufweisen.

Um nun venöses Mischblut aus dem Truncus pulmonalis zu gewinnen, ist für die Anwendung der Methode immer eine Herzkatheteruntersuchung notwendig, was die Verbreitung des Verfahrens erheblich eingeschränkt hat. Denn die Kathetermethode ist nicht ganz ungefährlich, und sollte nur unter strenger Indikationsstellung durchgeführt werden, z.B. wenn bei angeborenen Herzfehlern gleichzeitig Drucke im rechten Ventrikel und der Arteria pulmonalis gemessen werden.

Das Fick'sche Prinzip sei folgendermaßen erläutert:

Wenn man die arteriovenöse Sauerstoffdifferenz ermittelt hat, ist die Menge Sauerstoff bekannt, die von hundert ml Blut in der Lunge aufgenommen wurde. Bestimmt man dann die Menge Sauerstoff, die pro Minute aufgenommen wurde, dann kann dasjenige Blutvolumen errechnet werden, das durch die Lunge geflossen, also vom rechten Herzen ausgeworfen worden ist.

Es gilt für das Fick'sche Prinzip folgende Formel:

$$HMV = \frac{O_2\text{-Aufnahme (ml/min)} \times 100}{\text{arteriovenöse } O_2\text{-Differenz des Blutes (Vol.\%)}} \quad (\text{ml/min})$$

2.1.2. Die Fremdgasmethode nach Grollmann und Bornstein

Neben der Eigengasmethode existiert auch eine sogenannte Fremdgasmethode, bei der statt Sauerstoff die Gase Azetylen, oder Stickstoffoxydul verwandt werden.

Die Versuchsperson atmet bei der Untersuchung ein Gemisch von Sauerstoff und Azetylen ein. Das Azetylen wird nicht chemisch im Blut gebunden, sondern seine vom Blut aufgenommene Menge ist abhängig von seinem Partialdruck und seinem Absorptionseffizienten.

Wenn diese beiden Größen bekannt sind, läßt sich aus ihnen und der gesamten aufgenommenen Menge das Blutvolumen, das zum Transport nötig war, berechnen.

Bei dieser Methode ist kein venöses Mischblut erforderlich, was das Verfahren erheblich vereinfacht.

Da aber einige Fehlerquellen nicht auszuschließen waren, wird sie heute kaum mehr angewandt.

2.2. Die Indikatormethode nach Steward-Hamilton

Eine weitere Möglichkeit der Herzminutenvolumenbestimmung stellt das Indikatorverdünnungsverfahren dar. Dieses Verfahren geht auf eine Arbeit von Steward aus dem Jahre 1897 zurück und wurde 1929 von Hamilton und seiner Schule weiter ausgebaut.

Gegenüber der direkten Fick'schen Methode hat es den Vorteil, daß kein Herzkatheter gelegt werden muß.

Das Prinzip besteht darin, daß ein in eine Vene injizierter Farbstoff in einer Arterie stromabwärts wieder nachgewiesen werden kann, und aus dem zeitlichen Verlauf der Farbstoffkonzentration im arteriellen Blut während der ersten Farbstoffpassage das Zeitvolumen des Herzens berechnet werden kann.

Die Aufzeichnung der Farbstoffverdünnungskurven kann auf drei Arten geschehen.

1. Durch serienmäßig erfolgende arterielle Blutentnahmen, in welchen die Farbstoffkonzentration einzeln photometrisch bestimmt wird. Dies ist die klassische Steward-Hamilton-Methode.
2. Mit einer Durchflußküvette, einer Anordnung von Lichtquelle mit Filtern und Photozelle, durch welche arterielles Blut gezogen und die Farbstoffkonzentration fortlaufend registriert wird.
3. Unblutig durch die intakte Haut mit Hilfe des Ohroxy-meters, der - ähnlich gebaut wie die Durchflußküvette - fortlaufend die Farbstoffkonzentration im Kapillargebiet des Ohres mißt (31).

Bei der Anwendung dieses Verfahrens sind von dem Indikator verschiedene Forderungen zu erfüllen.

1. Er muß sich homogen mit dem zu messenden Blutvolumen mischen.
2. Es darf zwischen Injektionsort und Meßstelle nicht zu einem Konzentrationsverlust kommen.
3. Wenn der Farbstoff zum zweitenmal die Meßstelle passiert, muß er von der Auswertung ausgeschlossen werden können.

Verschiedene Farbstoffe standen bei der Entwicklung dieser Methode zur Verfügung. Methylenblau, Evans Blue und Cardiogreen. Heute sollte nur noch Cardiogreen mit den Vorteilen der geringen Toxizität, der fehlenden Hautkolorierung und der schnellen Eliminierung benutzt werden (68), denn Methylenblau wird im Blut metabolisch verändert, so daß ein Konzentrationsverlust nicht zu vermeiden ist, und Evans Blue ist toxisch und zieht unangenehme und lang dauernde Hautfärbungen nach sich.

Es wird dabei folgendermaßen vorgegangen:

Ein Farbstoff wird in bekannter Menge M in eine herznahe

Vene injiziert. Dieser Indikator erscheint dann in einer beliebigen Arterie, und eine Konzentrationszeitkurve kann gewonnen werden, welche zeigt, daß der Farbstoff erst in steigender, dann in fallender Konzentration erscheint. Aus ihr ergibt sich die mittlere Konzentration c und die in Sekunden gemessene Durchlaufzeit DZ des Indikators durch den Meßort, welche die Dauer der Farbzacke darstellt. Man erhält dann das HMV aus folgender Formel:

$$HMV = \frac{M \text{ (ml)} \times 60 \text{ (sek)}}{c \text{ (mg \%)} \times DZ \text{ (sek)}} \quad (\text{ml/min})$$

Übertragen auf das Fick'sche Prinzip bedeutet M/DZ die O_2 -Aufnahme, die Konzentration c wäre dann der arterio-venösen Sauerstoffdifferenz gleichzusetzen.

2.3. Weitere Verfahren

2.3.1. Die Temperaturverdünnungsmethode

Diesem Verfahren zur Herzminutenvolumenbestimmung liegt das gleiche Prinzip zugrunde wie der Farbverdünnungsmethode.

Auch hier wird ein Indikator - in diesem Falle die Temperatur - dem Blut beigemischt und stromabwärts die Temperaturänderungen nachgewiesen.

Grundsätzlich könnte man als Indikator sowohl Wärme als auch Kälte verwenden, es kommt jedoch aus technischen Gründen nur eine Injektion von kalter Salzlösung (50) in Frage.

2.3.2. Bestimmung des HMV durch Blutdruckmessung

Zunächst wären noch die physikalischen Methoden zu erwähnen. Erlanger und Hooker (17) schlugen vor, das Produkt aus Druckamplitude, was systolischer Druck minus diastolischen Druck bedeutet, und Herzschlagfrequenz als relatives Maß für die Höhe des Herzminutenvolumens zu benutzen. Ihre Über-

legung war, daß der systolische Druck um so höher über dem diastolischen Druck liegen müsse, je mehr Blutvolumen aus dem linken Ventrikel ausgeworfen wird.

Von anderen Forschern wie Liljestrand und Zander (48) wurde dann empfohlen, die Druckamplitude durch den arithmetischen Mitteldruck zu dividieren, was jedoch die Genauigkeit dieses Verfahrens nicht sonderlich verbessern konnte, weil einige Faktoren, wie die Dehnbarkeit des Windkessels, sein Volumen und der Strömungswiderstand nicht berücksichtigt werden.

Die Physiologen Rein und Schneider schreiben hierzu (62): "Man muß sich bei dieser Methode im klaren darüber sein, daß es sich nicht um eine Bestimmung, sondern um eine Schätzung des HMV handelt". ¹⁾

2.3.3. Die N₂O-Methode nach Kety und Schmidt

Ein weiteres Verfahren ist die Methode von Kety und Schmidt, bei der Lachgas als Indikator verwendet wird. Sie beruht auf der Annahme, daß, wenn ein Gewebe mit Lachgas gesättigt ist, die Konzentration im arteriellen und im venösen Schenkel annähernd gleich ist. Die mittlere arterielle und venöse Konzentration während der Aufsättigung kann man durch Integration bestimmen. Aus der venösen N₂O-Konzentration ist ein Rückschluß auf die N₂O-Aufnahme möglich.

Nunmehr kann man nach der Fick'schen Formel aus Aufnahme und arteriovenöser N₂O-Differenz das HMV berechnen.

2.3.4. Die sphygmographische Methode

Bei dieser Methode wird - als Verbesserung der Amplituden-Frequenzproduktverfahren - die Pulswellengeschwindigkeit als Maß für die Elastizität des Windkessels und die Erfassung des Windkesselvolumens berücksichtigt (7). Prinzipiell werden für die Berechnung des Schlagvolumens folgende Größen benötigt:

¹⁾ aus Rein, Schneider: (62) S. 105

1. Gleichzeitige Registrierung einer zentralen und einer peripheren Pulscurve (A. carotis, A. femoralis).
2. Registrierung des systolischen und diastolischen Blutdruckes.
3. Feststellung des Aortenquerschnittes.

Aus der Verspätung der beiden Pulscurven zueinander ($v \times t$) und dem zurückgelegten Weg l kann man die Puls- wellengeschwindigkeit c nach der Formel $c = \frac{l}{v \times t}$ berechnen.

Der systolische und diastolische Blutdruck werden dabei nach der Korotkoff'schen Methode ermittelt, und der Aorten- querschnitt Q ergibt sich aus einer Tabelle von Suter in Abhängigkeit vom Lebensalter.

Für die Berechnung des Schlagvolumens wurden unter ande- rem von Wezler und Böger (7) und von Broemser und Ranke (9) komplizierte Formeln entwickelt, auf deren Zustande- kommen in diesem Rahmen jedoch nicht eingegangen werden kann.

Auch diese, weil indirekte, Methode ist mit Fehlern behaftet, da sie, nach Mellerowicz (51) "von erheblichen Vereinfachungen der hämodynamischen Gegebenheiten" ausgeht; sie hat jedoch einige Vorteile. So ist man völlig unabhängig von der Atmung, es besteht weiterhin die Möglichkeit, fortlaufende Messungen durchzuführen, und vor allem ist kein Eingriff an der Ver- suchsperson nötig.

2.3.5. Bestimmung des Schlagvolumens mit Hilfe des Ballistokardiogramms

Unter Ballistographie versteht man die Registrierung der dem Körper durch die Herzaktion mechanisch mitgeteilten Impulse (61).

Mellerowicz (52) beschreibt die Aufnahme eines Ballisto- gramms als "Registrierung des Rückstoßes des herausge- schleuderten Schlagvolumens im Liegen, oder ... die Auf- zeichnung der Massenschwerpunktsverlagerung von ausge- triebenem Blutvolumen und Körper".¹⁾

¹⁾ aus Mellerowicz. 52. S. 77

Dazu muß bei den "kräftefreien Methoden" der Untersuchungstisch an Pendeln aufgehängt werden und eine möglichst reibungsfreie Lagerung des Tisches auf Kugellagern bestehen. Jedoch sind dabei die Übertragung der Impulse über die elastischen Gewebe des Körpers auf den Tisch nicht ausgeschaltet.

Aus dem - unter solchem Versuchsaufbau - gewonnenen Ballistogramm läßt sich das Schlagvolumen des Herzens dann berechnen.

Obwohl auch diese Methode von vereinfachten Annahmen über die Hämodynamik des Blutes ausgeht, wurden im Vergleich zu anderen Methoden relativ genaue Ergebnisse erzielt (37).

2.4. Eigene Methode der Herzminutenvolumenbestimmung mit dem Impedanz-Kardiographen

Die Bestimmung des Herzminutenvolumens mit Hilfe des Impedanz-Kardiographen wurde im Jahre 1966 von W.G. Kubicek und seinen Mitarbeitern entwickelt. Diese Methode ist unblutig und indirekt.

Sie basiert auf der Annahme, daß, wenn zwei Elektroden in einem hochfrequenten Stromkreis am Thorax angebracht werden, Widerstandsänderungen im Thorax aufgezeichnet werden können, die synchron mit den Abläufen während des Herzzyklus verlaufen.

Die ersten Forscher, die eine Beziehung zwischen den thorakalen Impedanzänderungen und der kardialen Aktivität beschrieben und aufzeichneten, waren Atzler und Lehmann im Jahre 1932 (3).

Da die Zirkulation des Blutes im Kreislauf aus der Herzkontraktion resultiert, wurden Versuche unternommen, die Impedanzänderungen mit dem Schlagvolumen in Beziehung zu setzen; und zwar postulierten Kubicek und Mitarbeiter (43), daß der größte Abfall der elektrischen Impedanz zu Beginn der Systole für das Schlagvolumen relevant sei. Von ihnen wurde ein 4-Elektroden-Impedanz-Kardiograph entwickelt, um die thorakalen Widerstandsänderungen während des Herzzyklus aufzuzeichnen. Dieses Gerät

erlaubt die Registrierung von Widerstandsänderungen und ihrer ersten Ableitung.

Den Versuchspersonen werden je 2 Bandedelektroden um den Hals und um den Thorax angelegt.

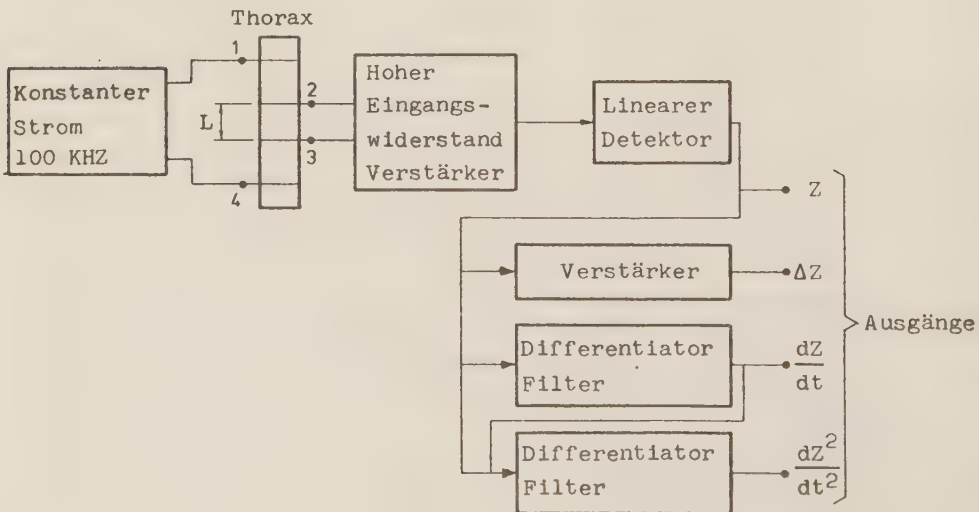
Diese Bandedelektroden bestehen aus einem Aluminiumstreifen, der auf einem selbstklebenden Polyesterfilm befestigt ist. Dadurch benötigt man normalerweise keine Elektrodenpaste. Die Elektroden sind sehr leicht und werden angenehm auf der Haut empfunden. Die beiden äußeren Elektroden - das heißt die oberste am Hals und die unterste am Thorax - sollen mindestens drei Zentimeter Abstand von den Inneren - also den jeweils benachbarten - haben, um genaue Werte zu erhalten. Dies ist besonders bei den beiden Elektroden zu beachten, die um den Hals plazierte sind.

Die äußeren Elektroden werden an der höchsten Zirkumferenz des Halses, in Höhe der prominentia laryngea und am Abdomen angebracht. Von den beiden inneren Elektroden ist eine um die Basis des Halses, die andere am processus xiphoideus plazierte. Insgesamt sind die Elektroden mit den Nummern eins, zwei, drei und vier vom Hals abwärts numeriert, und mit dem Impedanz-Kardiographen durch entsprechend gekennzeichnete Clips am Kabel verbunden, das den Patienten an das Instrument anschließt. Über die beiden äußeren Elektroden eins und vier wird ein konstanter sinusförmiger Wechselstrom von vier Milliampère und einer Frequenz von 100 kHz in longitudinaler Richtung durch den Thorax geschickt. Aus diesem Strom entsteht durch die Impedanz des Thorax eine Spannung $U = I \times Z_0$ ¹⁾ zwischen den inneren Elektroden zwei und drei. Hier können also die Potentialschwankungen, die den Widerstandsänderungen, welche die Herzaktivität begleiten, proportional sind, aufgezeichnet werden.

Diese beiden Elektroden sind an einen linearen Verstärker mit hochohmigem Eingang angeschlossen.

1) U = Spannung,
 I = Stromstärke,
 Z_0 = Grundimpedanz

In weiteren elektronischen Schaltkreisen werden nun die abgenommenen Signale verarbeitet. Ein automatischer Abgleichkreis sorgt dabei für eine konstante Null-Linie von ΔZ . Weiter können Ausgangssignale an entsprechenden Buchsen auf der Rückseite des Gerätes abgenommen werden. Es ist ein Ausgang für ZO, die totale Impedanz zwischen den Elektroden zwei und drei vorhanden. Dieser totale Widerstand beträgt beim normalen erwachsenen Menschen ungefähr 25 Ohm. Weiterhin zeigt das Gerät die Widerstandsänderungen ΔZ an, die durch ein Registriergerät, das mit Verbindungskabeln an den Impedanz-Kardiographen angeschlossen ist, aufgezeichnet werden. Sie betragen während einer Herzaktion 0,1 bis 0,5 Ohm und werden bei Belastung größer. Das Gerät gibt gleichzeitig die Differentiation der Widerstandsänderungskurve nach der Zeit (dz/dt) an. Dieser Wert beträgt etwa eins bis zwei Ohm pro Sekunde. Für die Zeitbestimmungen kann an den Elektroden eins und vier ein EKG abgenommen und verstärkt werden. Wenn in einem Fall die Zeitbestimmung mittels des EKG unbrauchbar ist, ist ein Herzschallverstärker vorgesehen, welcher dann zu zeitlichen Bestimmungen herangezogen werden kann.



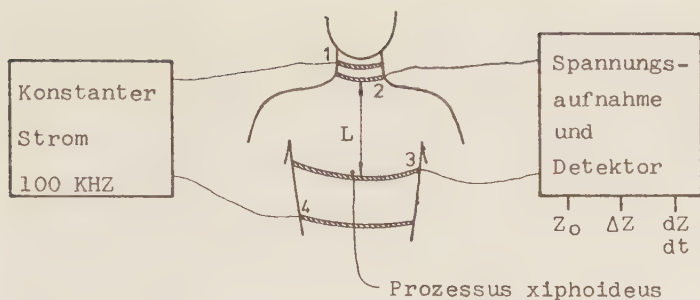
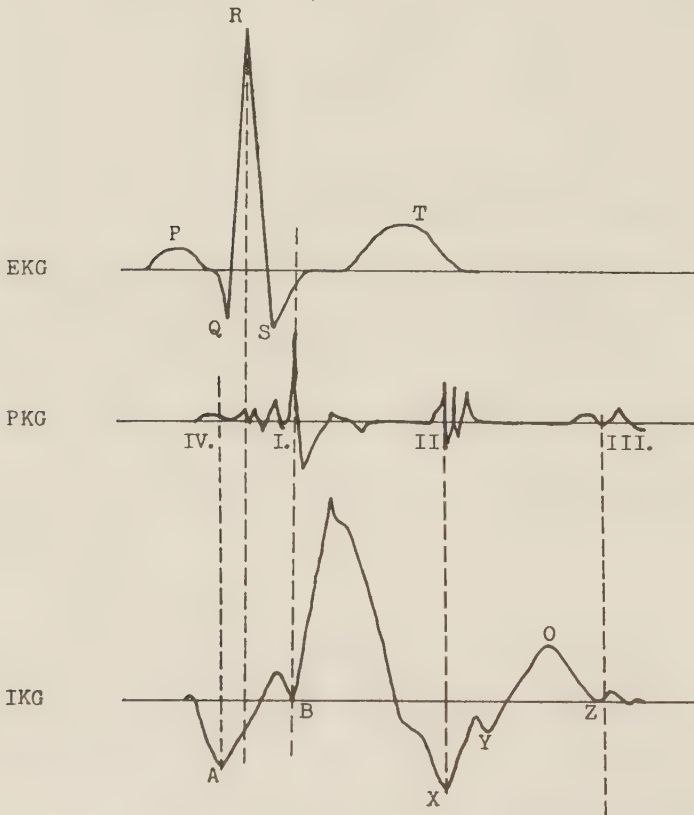


Abb. 2 Anordnung der Elektrodenbänder

Modifiziert aus: Kubicek, W.G., A.H.L. From, R.P. Patterson,
u.a., S. 80 (44)

und: Kubicek, W.G. R.P. Patterson u.a., S. 725 (45)

Die Abb. 3 stellt eine gleichzeitige schematisierte Aufzeichnung von EKG, Phonokardiogramm und Impedanz-Kardiogramm dar.



Dabei zeigen die Kurvenabschnitte A bis B beim Impedanz-Kardiogramm die Vorhofaktionen an, während die Austreibungsphase des Herzens von B bis X verläuft.

Zur Morphologie der ersten Ableitung des thorakalen Impedanzkardiogramms:

Das Impedanzkardiogramm hat nach Lababidi (47) markante Punkte, denen wiederum Punkte des Phonokardiogramms wie auch des Elektrokardiogramms entsprechen.

Wenn man nun das Impedanzkardiogramm einerseits und das Phonokardiogramm und EKG andererseits gleichzeitig ableitet, so kann man die entsprechenden Punkte miteinander vergleichen.

Dabei entsprechen

Punkt A dem Beginn des vierten Herztones

Punkt B der maximalen Lautstärke des
ersten Herztones am Apex

die Punkte X und Y mit dem zweiten Herzton und zwar

Punkt X dem Aortenklappenschluß

Punkt Y dem Pulmonalklappenschluß

Punkt O dem Mitralklappenöffnungston

Punkt Z der maximalen Lautstärke des
dritten Herztones

Lababidi schließt daraus, daß man, falls in irgendwelchen klinischen Situationen das Phonokardiogramm ohne eindeutiges Ergebnis bleibe, mit Hilfe des Impedanzkardiogramms die zeitlichen Beziehungen zwischen den einzelnen Herz-
tönen aufzeigen könne.

Außerdem sei es möglich, Herzvitien wie Pulmonalstenosen, Mitralkstenosen, oder offener Ductus arteriosus anhand der Punkte X, Y und O des Impedanzkardiogramms zu erkennen, da sie sowohl bei Gesunden als auch bei Patienten mit Herz-
vitien persistierten.

Das Schlagvolumen des Herzens erhält man mit der von Kubicek und seinen Mitarbeitern entwickelten Formel

$$\Delta V = p \times \frac{1^2}{20^2} \times T \times dz/dt$$

In dieser Formel bedeuten:

- ΔV = das Schlagvolumen in ml.
- p = 135 Ohm x cm (dies ist eine Konstante, welche den spezifischen Widerstand des Blutes bei 100 kHz angibt).
- L = die mittlere Entfernung zwischen den beiden inneren Elektroden 2 und 3 in cm. (Mittelwert zwischen der Entfernung der Elektroden auf dem Rücken und der Brustseite des Patienten).
- ZO = der mittlere Körperwiderstand zwischen den Elektroden 2 und 3 in Ohm.
- $dz/dt \text{ min}$ = der minimale Wert von dz/dt in Ohm/sek, der während einer Herzaktion auftritt.
- T = die Austreibungszeit in Sekunden. Sie kann, wie Abb. 4 zeigt, der dz/dt -Kurve entnommen werden.

Das Herzminutenvolumen (cardiac output) kann nach Erhalt des Schlagvolumens auf folgende Weise errechnet werden:

$$HMV = \frac{\Delta V \times HF}{1000} \text{ l/min}$$

Hier bedeuten

- HMV = Herzminutenvolumen in l/min
- ΔV = Schlagvolumen in ml
- HF = Herzschlagfrequenz

Die Gleichung, die von Kubicek und seinen Mitarbeitern entwickelt wurde, geht von der Annahme aus, daß der Thorax in elektrischer Hinsicht mit einem homogenen Zylinder aus Blut zu vergleichen ist, dessen Widerstand durch den Ausdruck $R = p \frac{L}{A}$ gegeben ist. Hierbei bedeuten p die Trägheit des Blutes, L die Länge des Zylinders und A dessen Durchmesser.

Wenn nun angenommen wird, daß der Durchmesser des Zylinders gleichmäßig mit dem Blutausswurf des Herzens wächst, kann der Ausdruck $R = p \times \frac{L}{A}$ solchermaßen verändert werden, daß man $dV = p \times L^2 / ZO^2 \times dz$ erhält. In dieser Gleichung bedeuten dV das Schlagvolumen in ml, L = der Abstand zwischen den Elektroden 2 und 3 in cm gemessen (Abb. 1). ZO = der Thoraxwiderstand in Ohm und dz bedeutet die Widerstandsänderung des Zylinders, in unserem Falle also des Thorax. Um diese Widerstandsänderung zu bewirken, wird die gesamte ausgeworfene Blutmenge wirksam, das heißt, es darf kein Blutverlust aus dem Thorax vorkommen.

Um nun die Widerstandsänderung bestimmen zu können, die ohne Blutverlust erwartet werden müßte, wird die größte Änderung der ΔZ -Welle genommen, was dz/dt max bedeutet, und mit der Auswurfzeit T multipliziert.

So erhält man die komplette Gleichung des Schlagvolumens:

$$dV = p \times \frac{L^2}{ZO^2} \times \frac{dz}{dt} \times T \quad (6)$$

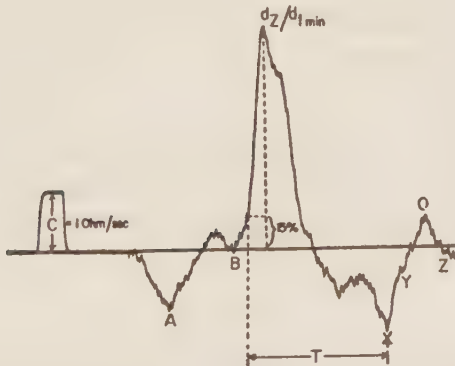


Abb. 4 Schematisierte Darstellung eines Impedanz-Kardiogramms
aus: Lababidi, Z. S. 872 (46)

3. METHODIK

3.1. Untersuchter Personenkreis

Insgesamt wurden 60 Schulkinder im Alter von 12 bis 13 Jahren untersucht. Von diesen 60 Kindern kamen je 20 aus den Schulen Lauterecken, Meisenheim und Weierhof. Die Gruppe aus Lauterecken bestand zu 100 % aus männlichen Personen, aus Meisenheim kamen 80 % weibliche und 20 % männliche Versuchspersonen, also 16 Mädchen und 4 Jungen, und die Gruppe aus Weierhof setzte sich zu je 50 % aus weiblichen und männlichen Probanden zusammen.

Insgesamt bestand der untersuchte Personenkreis aus 56,7 % männlichen und 43,3 % weiblichen Probanden, es waren demnach 34 Jungen und 26 Mädchen zur Untersuchung erschienen.

3.2. Untersuchungsmethodik

Die Untersuchungen wurden in einem Raum der sportmedizinischen Abteilung des Fachbereiches Leibeserziehung der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz durchgeführt. Das Herzminutenvolumen wurde mit einem Impedanz-Kardiographen¹⁾ bestimmt.

Zur Registrierung ist dieser Impedanz-Kardiograph mit einem Mehrkanal-Direktschreiber²⁾ verbunden. Bei der Aufzeichnung betrug die Papiervorschubgeschwindigkeit 50 mm/sek.

1) IfM Minnesota Impedance Cardiograph Modell 304 A durch Diefenbach Ing.-Büro für Medizin-Elektronik, Frankfurt/M.

2) Mingograf 34 der Firma Elema-Schönander Stockholm, Schweden.

Schule Lauterecken

Nummer und Geschlecht des Probanden	Alter (J)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Körperoberfläche (m ²)
1 männlich	11	145	35,8	1,220
2 männlich	11	153	41,7	1,349
3 männlich	11	144	33,5	1,178
4 männlich	12	144	32,7	1,165
5 männlich	11	147	47,7	1,393
6 männlich	12	154	42,5	1,371
7 männlich	12	155	40,4	1,349
8 männlich	11	152	53,0	1,490
9 männlich	11	148	57,0	1,510
10 männlich	11	153	40,5	1,334
11 männlich	11	152	39,2	1,307
12 männlich	12	152	50,0	1,451
13 männlich	11	145	35,8	1,220
14 männlich	13	156	36,0	1,293
15 männlich	12	154	40,7	1,347
16 männlich	12	155	37,0	1,301
17 männlich	11	145	42,0	1,306
18 männlich	11	146	37,8	1,255
19 männlich	11	154	47,0	1,430
20 männlich	12	162	52,5	1,554
Mittelwerte	11,45	150,8	42,14	1,341

Es wurden 20 Jungen untersucht.

Tab. 1 zeigt eine Zusammenstellung der untersuchten Kinder aus Lauterecken in bezug auf Geschlecht, Alter, Größe, Gewicht und Körperoberfläche.

Schule Meisenheim

Nummer und Geschlecht des Probanden	Alter (J)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Körperoberfläche (m ²)
1 weiblich	12	166	52,0	1,581
2 männlich	11	158	48,1	1,495
3 weiblich	11	154	50,3	1,474
4 weiblich	11	153	46,0	1,413
5 männlich	12	168	51,0	1,578
6 weiblich	11	159	48,5	1,486
7 männlich	12	155	43,0	1,390
8 weiblich	12	147	39,0	1,278
9 weiblich	12	154	42,3	1,375
10 weiblich	12	161	41,4	1,401
11 weiblich	12	150	34,5	1,233
12 weiblich	12	160	46,0	1,459
13 männlich	12	164	51,8	1,568
14 weiblich	12	152	38,5	1,298
15 weiblich	11	141	36,5	1,202
16 weiblich	11	160	53,0	1,550
17 weiblich	11	137	30,5	1,092
18 weiblich	12	148	37,0	1,259
19 weiblich	11	160	51,0	1,523
20 weiblich	12	167	62,0	1,707
Mittelwerte	11,6	155,7	45,12	1,418

Es wurden 16 weibliche und 4 männliche Kinder untersucht.

Tab. 2 zeigt eine Zusammenstellung der untersuchten Kinder aus Meisenheim in bezug auf Geschlecht, Alter, Größe, Gewicht und Körperoberfläche.

Schule Weierhof

Nummer und Geschlecht des Probanden	Alter (J)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Körperoberfläche (m ²)
1 männlich	11	160	57,8	1,612
2 weiblich	11	149	40,1	1,304
3 männlich	12	156	45,0	1,420
4 männlich	12	161	49,0	1,503
5 weiblich	11	145	30,4	1,142
6 weiblich	11	164	52,0	1,563
7 weiblich	12	163	47,4	1,502
8 männlich	13	164	55,0	1,599
9 männlich	12	156	52,4	1,516
10 weiblich	12	149	31,8	1,190
11 männlich	12	140	34,0	1,160
12 weiblich	11	160	49,0	1,498
13 männlich	12	156	40,5	1,359
14 weiblich	12	154	54,0	1,518
15 männlich	12	160	41,4	1,399
16 weiblich	12	156	43,0	1,397
17 weiblich	12	149	45,0	1,369
18 männlich	12	155	45,0	1,413
19 männlich	12	157	59,5	1,611
20 weiblich	12	156	42,2	1,385
Mittelwerte	11,8	155,5	45,72	1,423

Es wurden 10 männliche und 10 weibliche Kinder untersucht.

Tab. 3 zeigt eine Zusammenstellung der untersuchten Kinder aus Weierhof in bezug auf Geschlecht, Alter, Größe, Gewicht und Körperoberfläche.

Die Belastung wurde mit einem Fahrradergometer durchgeführt¹⁾. Es handelte sich dabei um einen hyperbolischen Ergometer. Das bedeutet, daß das Verhältnis zwischen Tourenzahl und Belastung einen hyperbolischen Verlauf hat. Dadurch bleibt das Produkt aus Tourenzahl und Belastung unabhängig von der Tourenzahl konstant.

Die Größe der Bremsleistung in Watt wird an einem eingebauten Meßinstrument abgelesen, wobei man zwischen zwei Skaleneinteilungen 0 - 200 Watt und 0 - 600 Watt wählen kann.

Die Trettourenzahlen sind an einem Tachometer direkt kontrollierbar, den man in allen Richtungen verstellen kann²⁾.

Auf diesem Instrument sind Markierungen für 60 Umdrehungen pro Minute angebracht. Die Tretgeschwindigkeit muß also so hoch sein, daß sich der Zeiger mit den Markierungen deckt.

Die Schüler wurden einzeln in das Untersuchungszimmer gerufen, es wurden Name und Geburtsdatum festgehalten. Nachdem sie sich bis auf eine Sporthose entkleidet hatten, wurden ihre Größe und Gewicht gemessen.

Zur Messung des Herzminutenvolumens wurden metallisierte Bänder, die auf einem selbstklebenden Polyesterstreifen fixiert waren, den Schülern direkt auf die Haut geklebt.

Jeweils zwei Elektrodenbänder waren um den Hals und den Thorax plazierte. Die Bänder konnten sich nach dem Anlegen an keiner Stelle von der Haut abheben.

Bei der Befestigung der Elektrodenbänder am Hals mußte darauf geachtet werden, daß der Abstand der Bänder mindestens 3 cm betrug, denn nur so ist eine genaue Körperwiderstandsmessung gewährleistet.

Nach dem Umknicken der Bänderendstücke zeigten die metallisierten Teile nach außen und die Clips an den Kabeln 1 bis 4 verbanden die Schüler mit dem Instrument.

1) Ergometer Lanooy von Instrumenten Lode, Groningen, Holland.

2) Aus der Beschreibung von Instrumenten Lode, Groningen, Holland.

Nachdem die Kinder auf dem Ergometer plaziert waren, wurde im Sitzen der mittlere Abstand zwischen den beiden inneren Elektroden auf der Brust und am Rücken gemessen und festgehalten.

Zur Eichung des Registriergerätes wird der dz/dt -Ausgang des Impedanz-Kardiographen auf ein Ohm/sek geschaltet.

Nach Schaltung des Gerätes in Arbeitsstellung, ist der Patient über die Kabel 1, 2, 3 und 4 wieder mit dem Gerät verbunden.

Die Probanden wurden aufgefordert, während der Messungen, die sich über 8 - 10 Pulsschläge erstreckten, den Atem anzuhalten, um einwandfreie Kurven zu registrieren. Denn die elektrische Impedanz ändert sich sowohl während des Herz- als auch des Atemzyklus.

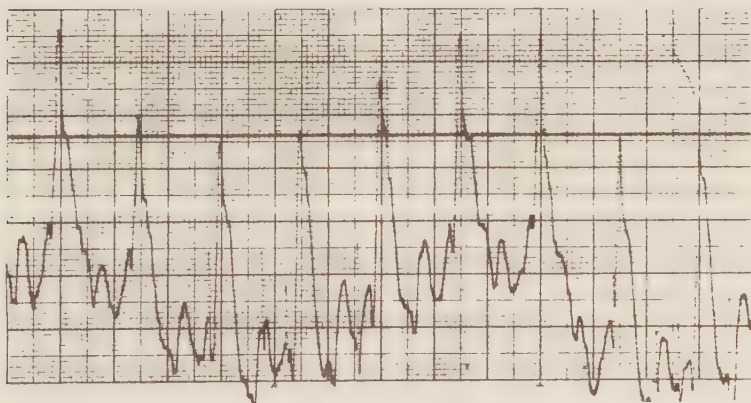


Abb. 5 Kurvenbeispiel, wobei der Proband nicht den Atem anhielt.

Nachdem eine dz/dt - und eine EKG-Kurve unter Ruhebedingungen registriert waren, konnte der Versuch begonnen werden, der aus einer Belastungs- und einer nachfolgenden Erholungsphase bestand.

Die Belastungsphase dauerte 6 Minuten, wobei 3 Minuten lang mit 50 Watt belastet wurde und 3 Minuten mit 100 Watt, und nach jeder Belastung eine dz/dt - und eine EKG-Kurve aufgezeichnet wurden. Danach folgte eine 5minütige Erholungspause, während der nach jeder Minute die obengenannten Kurven registriert wurden.

3.3. Meßgrößen und Auswertung der Kurven

1. Herzschlagfrequenz

Die Herzschlagfrequenz kann entweder anhand der Abstände der R-Zacken im EKG, oder mit Hilfe der Abstände der dz/dt -Maxima in der dz/dt -Registrierung abgelesen werden.

Hier wurde für die Werte der Herzschlagfrequenz die "EKG-Meßtafel für eine Papierablaufgeschwindigkeit von 50 mm/sek" von Technomed, Berlin benutzt.

Es wurde dabei der Mittelwert aus fünf Messungen gebildet. Im folgenden Beispiel betrug die Frequenz 104 Schläge/min.

2. Schlagvolumen

Zur Berechnung des Schlagvolumens muß die Nulllinie der Eichung in die Kurve hinein verlängert werden.

Der dz/dt -Wert - die Differentiation von dz . nach der Zeit - wird von der Nulllinie bis zum Kurvenmaximum gemessen.

Die Ventrikelauswurfzeit T wird vom Schnittpunkt der dz/dt -Kurve mit der Nulllinie bis zum Minimum von dz/dt gemessen.

Das Ende von T wird gewöhnlich durch einen scharfen Punkt der Kurve (siehe Abb. 6) markiert.

Bei manchen Aufzeichnungen ist jedoch keine scharfe Markierung zu erkennen. Korrekterweise kann man in diesen Fällen die dz/dt -Ableitung auch nicht zur Messung der Austreibungszeit T heranziehen. Es muß dann ein Phonokardiogramm mitgezeichnet werden, wobei der Beginn des zweiten Herztones das

Auswurfende anzeigt.

Um Schwankungen auszugleichen, wurde der Mittelwert aus fünf dz/dt - und fünf T-Messungen errechnet.

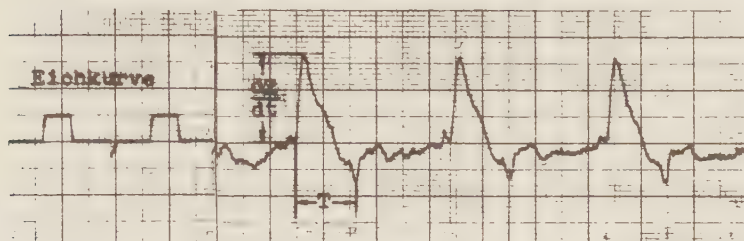


Abb. 6 Aufzeichnung einer dz/dt -Kurve in Ruhe

Hier wurde für den Mittelwert aus fünf dz/dt -Messungen 1,60 errechnet. Wegen der Papiervorschubgeschwindigkeit von 50 mm/sek gibt die Eichung ein Ohm/sek mit 0,5 cm an. Man muß daher den Mittelwert von dz/dt mit zwei multiplizieren, um dz/dt in Ohm/sek zu erhalten. Demnach ist dz/dt hier 3,20.

Die Austreibungszeit T wurde mit 1,12 cm gemessen.

Zur Korrektur des Papiervorschubs muß auch hier mit zwei multipliziert und durch 10 dividiert werden. Der Wert für T ist also 0,224 Sekunden.

Der kürzeste Abstand zwischen den beiden inneren Elektroden betrug 21,2 cm.

Der mittlere Körperwiderstand Z_0 zwischen den inneren Elektroden wurde mit 28,4 Ohm abgelesen.

Die Konstante p betrug 135 Ohm x cm.

Das Schlagvolumen errechnet sich nach der oben angegebenen Formel aus diesen Werten folgendermaßen:

$$SV = \frac{135 \text{ (Ohm x cm)} \times 21,2 \text{ (cm}^2\text{)} \times 3,2 \text{ (Ohm/sek)} \times 0,224 \text{ (sek)}}{(28,4)^2 \text{ (Ohm}^2\text{)}}$$

$$SV = \underline{53,92 \text{ cm}^3}$$

3. Herzminutenvolumen absolut

Das Herzminutenvolumen erhält man, indem man das Schlagvolumen mit der Herzschlagfrequenz multipliziert. Das HMV errechnet sich wie folgt:

$$\text{HMV} = \frac{53,92 \text{ (cm}^3\text{)} \times 104 \text{ (Schläge pro Minute)}}{1000}$$

$$\text{HMV} = \underline{5,61 \text{ (Liter pro Minute)}}$$

4. Herzindex

Der Herzindex HI ist das auf die Körperoberfläche bezogene Herzminutenvolumen (67).

Die erhaltenen absoluten Herzminutenvolumenwerte werden, um den Einfluß der Körpergröße und des Körpergewichts auszuschalten, durch die Körperoberfläche dividiert.

Die Körperoberfläche wurde nach der von Du Bois und Du Bois angegebenen Formel berechnet (39).

Diese Formel lautet:

$$\log O = \log G \times 0,425 + \log H \times 0,725 + 1,8564$$

Dabei bedeuten

O = Körperoberfläche in cm^2

G = Körpergewicht in kg

H = Körpergröße in cm

Alle errechneten Werte (HF, SV, HMV_a, HI) werden zusätzlich prozentual bestimmt. Die Angaben beziehen sich auf den jeweiligen Ruhewert von 100 %.

In den folgenden Abbildungen werden die dz/dt -Ableitungen während der Belastungsphase gezeigt.

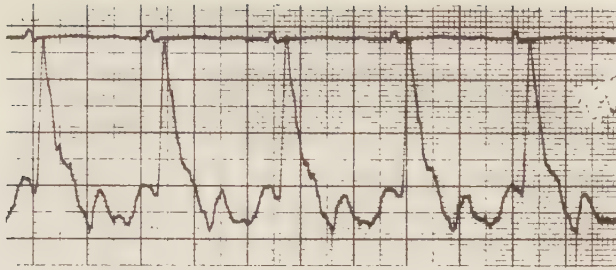


Abb. 7 nach 3minütiger Belastung mit 50 Watt

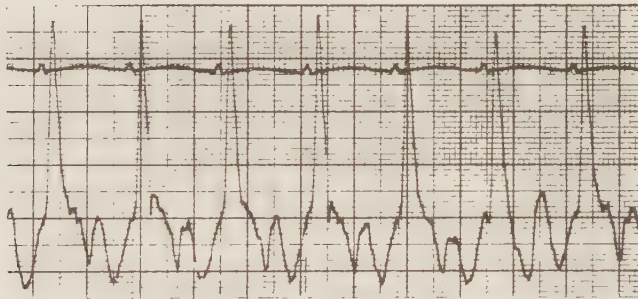


Abb. 8 nach 3minütiger Belastung mit 100 Watt

Man erkennt deutlich, daß mit zunehmender Belastung sich die Amplituden der Kurven erhöhen und näher zueinander rücken. Kubicek hat darauf hingewiesen, daß die Impedanzänderungen, die durch die beiden inneren Elektroden aufgezeichnet werden, eine Beziehung zu Herzvolumenänderungen haben (43). Der gleiche Forscher hat ebenfalls über die zeitlichen Beziehungen zwischen dem Blutauswurf aus dem linken Ventrikel und der Ableitung der Impedanzänderung nach der Zeit dz/dt berichtet (44).

Nun ist zu erwarten, daß, wenn der linke Ventrikel bei Belastung mehr Blut auswirft, sich der absolute Wert von dz/dt erhöhen muß, d.h. in Wirklichkeit der Wert negativer wird. Weiterhin verkleinert sich, wie aus den Abbildungen ersichtlich ist, die Austreibungszeit T und die Herzschlagfrequenz wird größer.

Dies verdeutlichen Kurvenbeispiele (Abb. 7 und 8).

In der nachfolgenden Erholungsphase nähern sich die Aufzeichnungen den Werten, die bei Ruhebedingungen gemessen werden (Abb. 9).

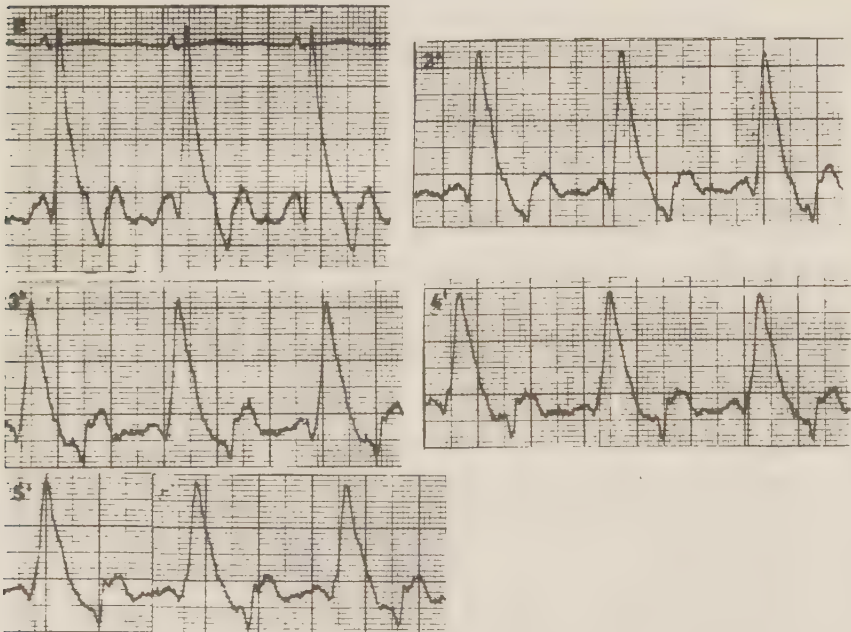


Abb. 9 Erholungsphase

4. DIE IMPEDANZ-KARDIOGRAPHIE

4.1. Mögliche Anwendungsbereiche des Impedanz-Kardiographen

1. Früherkennung von Lungenödem, Blutstau der Lunge und Pleuraergus.

Pomerantz und seine Mitarbeiter (59) erzeugten bei Hunden Lungenödeme und stellten fest, daß die transthorakale elektrische Impedanz exakt die Änderungen im intrathorakalen Flüssigkeitsvolumen widerspiegeln und die Impedanz-Kardiographie somit für eine Früherkennung von Lungenödem herangezogen werden könne.

Da die Entstehung der oben angegebenen pathologischen Zustände mit einer Vermehrung elektrolytischer Flüssigkeiten im Thoraxraum einhergeht, sinkt der Impedanzwert ZO ab.

Kubicek erklärt hierzu, daß der Impedanz-Kardiograph bei bestimmten Lungenkomplikationen von Wert sei. Er schreibt: "Der Wert von ZO stellt die totale Impedanz von der Halsbasis bis zum processus xiphoideus dar. Beim Auftreten von Blutstau in der Lunge oder Lungenödem, wird der Wert von ZO infolge der größeren Leitungsfähigkeit durch den Thorax reduziert. Das Gegenteil ist der Fall, wenn eine zunehmende Menge von Luft in den Thorax gelangt."¹⁾ Der Wert von ZO steigt nach Kubicek auch an, nachdem der Pleuraergus beseitigt worden ist.

Es könnte daher genügen, bei gefährdeten Patienten in bestimmten zeitlichen Abständen den Wert von ZO abzulesen und aufzuschreiben, oder ZO auf einem Schreiber zu registrieren, um Veränderungen seines Wertes erkennen zu können.

Der Anwendung der Impedanz-Kardiographie auf oben angegebenem Gebiet sind jedoch dadurch Grenzen gesetzt, daß sie nicht die Lokalisation der Flüssigkeitsansammlung anzeigt.

¹⁾ aus Kubicek, (44), S 84

Den Hauptvorteil der Impedanztechnik auf diesem Anwendungsgebiet sieht Kubicek darin, daß sie relativ kleine Veränderungen des Flüssigkeitsgehaltes des Thorax registriert und dadurch eine Früherkennung von pathologischen Zuständen wie Lungenödem, Blutstau der Lunge, oder Pleuraerguss betrieben werden könne.

Auch stellt für ihn die Impedanz-Kardiographie eine Möglichkeit dar, kontinuierlich das Herzminutenvolumen intra operationem aufzuzeichnen und Änderungen der Blutmenge postoperativ zu erkennen.

2. Periphere Durchblutungsmessung

Die Impedanz-Kardiographie kann nach Kubicek und seinen Mitarbeitern (45) auch für eine Reihe von Messungen zur Erfassung der peripheren Durchblutung verwendet werden.

So kann man den totalen Blutfluß pro Minute zwischen zwei Elektroden am Bein ermitteln, indem man mit Hilfe einer Staumanschette plötzlich einen Stau erzeugt.

Die Durchblutungsmenge pro Minute kann nach folgender Formel berechnet werden.

$$dV = \frac{p \times L^2 \times dz}{Z_0^2}$$

In dieser Formel bedeuten:

p = eine Konstante in Ohm/cm

L = der mittlere Abstand in cm zwischen den Elektroden 2 und 3, gemessen auf der oberen und unteren Seite des Beines

Z₀ = die Impedanz zwischen Elektroden 2 und 3 in Ohm

dz = die Änderung der Impedanz während der Herzaktion in Ohm

Die Durchblutungsmenge pro Minute zwischen den Elektroden 2 und 3 wird errechnet aus dV/dT , wobei T der Zeitabstand in Minuten von Beginn bis Ende der Änderung von dz bedeutet.

Auch bestehe nach oben angegeben Autor die Möglichkeit, die Abfallgeschwindigkeit der Kurve dz nach dem Öffnen der Manschette zur Bestimmung eines Verschlusses im venösen System zwischen Bein und Herz zu benützen. Eine Verlangsamung des Abfalls von dz unter das normale Maß könnte dann möglicherweise eine Venenthrombose anzeigen.

4.2. Vergleich der Impedanz-Kardiographie mit anderen Methoden in bezug auf die Genauigkeit der Herzminutenvolumenmessung.

Baker und Mitarbeiter (6) maßen das Herzminutenvolumen sowohl mit Hilfe der Impedanz-Kardiographie als auch mit der Isotopenverdünnungsmethode und verglichen die erhaltenen Werte miteinander. Sie kamen zu dem Ergebnis, daß bei diesem Vergleich die Impedanzwerte durchweg höher lagen als die Werte der anderen Methode.

Übereinstimmung der Ergebnisse aus den beiden Methoden jedoch fanden die oben angegebenen Autoren für die Änderungen der Herzminutenvolumina nach körperlicher Belastung der Versuchsperson.

In der gleichen Arbeit berichten die Autoren auch von vergleichenden Untersuchungen zwischen der Impedanz-Kardiographie und der Farbstoffverdünnungstechnik.

Dazu schreiben sie, daß die Impedanzmethode in den Fällen, in denen eine Änderung des Herzminutenvolumens zu erwarten war, die erwartete Änderung genauer anzeige als die Farbstoffverdünnungstechnik.

Gleichermaßen bleibe der Impedanzwert für das Herzminutenvolumen konstant in den Fällen, in denen keine Änderung zu erwarten war, während hier die Verdünnungstechnik eine große Streuung von Ergebnissen liefere.

Dies führt die Autoren zu dem Schluß, daß "obwohl die Farbstoffverdünnungsmethode eine anerkannte Technik, und dem Wesen nach eine direkte Methode darstellt, ist sie nicht so genau wie die Impedanztechnik".¹⁾

So berichten auch Kubicek und seine Mitarbeiter (44), daß die Reproduzierbarkeit von Herzminutenvolumenwerten, gewonnen mit der Impedanztechnik, größer sei, als für die Werte aus der Verdünnungsmethode.

Lababidi und Mitarbeiter (46) sehen in der Impedanz-Kardiographie eine nicht eingreifende und leicht zu wiederholende Methode, das Herzminutenvolumen zu messen, die durchaus mit der Farbstoffverdünnungsmethode mit Indocyaningreen und der Fick'schen Methode vergleichbar sei.

Allerdings schränken sie ein, daß bei den Patienten keine intrakardialen Shunts und keine Klappeninsuffizienzen vorliegen dürften. Da bei Patienten mit Aorteninsuffizienz die Impedanzwerte durchweg höher lagen als die Ergebnisse, die sie mit der Fick'schen Methode erlangten, vermuteten sie, daß die Größe der Impedanzänderungen durch hämodynamische Situationen, welche das Schlagvolumen des linken Ventrikels vergrößern, beeinflußt werden.

Harley und Greenfield (19) fanden bei ihren vergleichenden Untersuchungen zwischen den Impedanzwerten und den Ergebnissen, die sie aus der Verdünnungsmethode mit Indocyaningreen gewannen, keine große Übereinstimmung.

¹⁾ aus Baker (6), S. 141

5. DIE REGULATION DES HERZMINUTENVOLUMENS UND SEINE EINSTELLUNG BEI KÖRPERLICHER BELASTUNG

5.1. Kreislaufzentren

Die Kreislaufzentren, die aus einem Vasomotorenzentrum und dem Herzhemmungszentrum bestehen, arbeiten weitgehend automatisch, werden jedoch auch vom CO_2 -Gehalt des Blutes beeinflusst.

Unter dem Begriff Vasomotorenzentrum versteht man Orte, von denen sich über die sympathischen Nervi accelerantes Vasokonstriktion auslösen läßt. Dieses Gebiet erstreckt sich über einen größeren Raum der formatio reticularis der Medulla oblongata, dem kaudalen Ponsgebiet bis zum vierten Ventrikel. Es regelt den Tonus der Gefäße. Das Herzhemmungszentrum fällt mit den Vagus-kernen zusammen. Vom dorsalen Vagus-kern werden über die parasympathischen Nervi retardantes herzhemmende Wirkungen ausgeübt. Neben diesen medullären, oder bulbären Kreislaufzentren, bestehen noch übergeordnete Zentren im Zwischenhirn und in der Hirnrinde.

So kann man von bestimmten Teilen der Hirnrinde und von dorsalen Kerngebieten des Hypothalamus Blutdrucksteigerungen, dagegen von anderen Hirnabschnitten und von ventralen Hypothalamuskernen Blutdrucksenkungen auslösen. Schließlich gibt es noch spinale Vasomotorenzentren, die als Ursprungszellen der sympathischen Fasern in den grauen Seitenhörnern des Rückenmarkes eine gewisse Selbständigkeit erlangen können. Allerdings fehlt hier dann die durch die Medulla oblongata bewirkte Koordination zwischen Herz- und Gefäßinnervation.

Eine Erregung der medullären Zentren ist außer von der Hirnrinde und dem Hypothalamus auch von afferenten Signalen, durch die pressorezeptorischen Kreislaufzonen und die chemische Blutbeschaffenheit möglich.

So wirken zum Beispiel die Abnahme des O_2 -Partialdruckes und die Zunahme des CO_2 -Partialdruckes im Blut auf die medullären Zentren im Sinne einer Vasokonstriktion. Dies ist teilweise durch eine direkte Wirkung auf die Formatio reticularis, teilweise durch pressorische Kreislaufreflexe aus den Chemorezeptoren des Glomus aorticum und Glomus caroticum bedingt.

5.2. Die Einstellung des Herzminutenvolumens

Die Einstellung des Herzminutenvolumens in Ruhe erfolgt durch ein Zusammenwirken der Blutdruckregelung und der Einstellung des lokalen Strömungswiderstandes der Organe. Das Vasomotorenzentrum der Formatio reticularis des Rückenmarkes sorgt dabei über sympathische Nerven für eine gewisse Vasokonstriktion.

Wenn ein Organ zu wenig durchblutet wird, häufen sich in ihm Stoffwechselprodukte, sogenannte Metaboliten an, die eine lokale Vasodilatation zur Folge haben. Der Organwiderstand nimmt ab und das Organ wird mehr durchblutet. Ein pressorischer Reflex sorgt für eine Steigerung des Herzminutenvolumens, wenn durch die Widerstandsabnahme der arterielle Blutdruck vermindert wird.

Nachdem die Metaboliten durch die vermehrte Organdurchblutung beseitigt sind, steigt der lokale Strömungswiderstand wieder an und es stellt sich ein Gleichgewicht zwischen Stoffwechsel und Organdurchblutung ein.

Wenn die Muskulatur schwere körperliche Arbeit verrichtet, sinkt der Gesamt-Strömungswiderstand so stark ab, daß das Blutdruckniveau nur durch eine Steigerung des Herzminutenvolumens aufrecht erhalten werden kann.

Eine Erhöhung des Minutenvolumens kann entweder durch Zunahme der Herzschlagfrequenz oder des Schlagvolumens zustande kommen. Der Trainierte, der schon in Ruhe eine erniedrigte Herzschlagfrequenz und ein vergrößertes Schlagvolumen aufweist, kann

sein Herzminutenvolumen bei Arbeit sowohl durch Zunahme der Frequenz als auch des Schlagvolumens steigern, während dem Untrainierten in der Regel nur eine Erhöhung der Herzschlagfrequenz bleibt, um sein Herzminutenvolumen der Belastung anzupassen.

6. STATISTISCHE AUSWERTUNG UND GRAFISCHE DARSTELLUNG

Aus fünf einzelnen Messungen wurde jeweils das arithmetische Mittel gebildet.

Es wurde dann der Mittelwert $\bar{x}$ sowohl aus je zwanzig Schülern einer Schule als auch aus allen 60 Schülern zusammen, und aus den 34 Jungen und 26 Mädchen errechnet. Von diesen Mittelwerten wurden die Varianz s^2 , die Standardabweichung s und der Variabilitätskoeffizient v berechnet. Für die Varianz s^2 lautet die Formel:

$$s^2 = \frac{SAQ}{n-1}$$

SAQ = die Summe der Abweichungsquadrate von den Mittelwerten

$$SAQ = \sum f(i) (x_i - \bar{x})^2$$

n = die Anzahl der Meßwerte

$f(i)$ = Häufigkeit des i -ten Meßwertes

Die Standardabweichung ergibt sich als die Quadratwurzel der Varianz, die nachstehende Formel zeigt:

$$s = \sqrt{\frac{SAQ}{n-1}}$$

Der Variabilitätskoeffizient wird nach der Formel

$$v = \frac{100 s}{\bar{x}} \text{ errechnet.}$$

Außerdem wurde der Korelationskoeffizient zwischen Herzschlagfrequenz und Herzschlagvolumen in allen Phasen des Versuches nach der Formel

$$r = \frac{\sum (x_i - \bar{x}) \times (y_i - \bar{y})}{(n-1) s_x s_y} \text{ berechnet.}$$

$(x_i - \bar{x})$ = die Abweichung jedes x-Wertes von seinem
Mittelwert

$(y_i - \bar{y})$ = die Abweichung jedes y-Wertes von seinem
Mittelwert

n = die Anzahl der Meßwertpaare

s_x = die Standardabweichung der x-Werte

s_y = die Standardabweichung der y-Werte (14).

Bei den grafischen Darstellungen bedeutet die Abszisse die Zeitachse und in der Ordinate sind die jeweiligen Variablen aufgetragen.

Es wird in den Abbildungen der Aufzeichnung des zeitlichen Verlaufes der Variablen gegenüber der Kästchendarstellung den Vorrang gegeben, da durch jene Art die Änderung der Variablen auf kontinuierliche Weise zum Ausdruck kommt.

7. ERGEBNISSE

7.1. Das Verhalten der Herzschlagfrequenz

7.1.1. Die Herzschlagfrequenz unter Ruhebedingungen

Der Mittelwert der 60 Schüler lag für die Herzschlagfrequenz in Ruhe bei 96,76 Schlägen pro Minute.

Dabei zeigte sich für die Gruppe aus Lauterecken die niedrigste Herzschlagfrequenz mit 89,08 Schlägen pro Minute, der Wert von Weierhof lag bei 98,46 und Meisenheim hatte mit 102,72 Schlägen die höchste Herzschlagfrequenz unter Ruhebedingungen.

Die Mädchen hatten mit 104,51 eine höhere Ruhefrequenz als die Jungen mit 90,83 Schlägen pro Minute.

7.1.2. Die Herzschlagfrequenz während der Belastung

Bei der Belastung mit 50 Watt und mit 100 Watt stieg die mittlere Herzschlagfrequenz bis zu 178,82 Schlägen pro Minute an, wobei die Schule Weierhof mit 181,65 die höchste, und Lauterecken mit 174,05 Schlägen pro Minute die niedrigste Herzschlagfrequenz aufwies.

Dabei zeigte die Gruppe aus Lauterecken mit 95 % nahezu eine Verdoppelung Ihrer Ruhefrequenz bei einer Belastung mit 100 Watt. Die anderen beiden Schulen blieben mit 84 % und 76 % des Ruhefrequenzwertes hinter Lauterecken zurück.

Interessant ist, daß bei der Belastung von 50 Watt alle drei Schulen ihre Ruhefrequenz um ungefähr 50 % gesteigert hatten, also noch ziemlich gleich lagen, wobei auch hier die Gruppe aus Lauterecken mit 54 % des Ruhewertes die höchste Steigerungsrate hatte.

Auch bei halber Belastung zeigt die Gruppe aus Meisenheim mit 47 % des Ruhewertes die geringste Steigerungsrate.

Der Anstieg der Herzschlagfrequenz während der Belastung verläuft demnach bei allen 3 Schulen geradlinig.

Zwischen beiden Geschlechtern ist bei 50 Watt Belastung lediglich ein Unterschied von 1,4 % zu vermerken, wobei die Mädchen mit 49 % des Ruhewertes knapp hinter den Jungen zurücklagen.

Bei der Belastung mit 100 Watt wird der Unterschied deutlicher. Hier hatten die männlichen Probanden mit 89 % ihrer Ruhewerte einen um 10 % höheren Anstieg als die weiblichen Versuchspersonen zu verzeichnen.

7.1.3. Die Herzschlagfrequenz während der Erholungspause

Während der 5minütigen Erholungsphase sank bei allen 3 Schulen die Herzschlagfrequenz kontinuierlich bis zu einem Endwert ab, der überall noch um 12 - 16 % über dem Ruhewert lag. Dabei sanken die Werte nach der ersten Minute am stärksten, um dann allmählich sich um den letzten Wert nach 5 Minuten einzupendeln.

Zum Unterschied zwischen beiden Geschlechtern ist lediglich zu sagen, daß die Werte der Jungen während der Erholungsphase immer unter denen der Mädchen blieben.

Die Erholungspulskurven beider Geschlechter verlaufen parallel zueinander verschoben, wobei die Mädchen am Ende der Pause mit 12 % der Ruhewerte um 4 % unter denen der Jungen liegen.

7.1.4. Besprechung dieser Ergebnisse

Die Ergebnisse der Herzschlagfrequenz unter Ruhebedingungen während der Belastung und in der Erholungsphase stimmen im wesentlichen mit den Resultaten überein, die Kirchhoff (34) in seinen Untersuchungen gewonnen hatte.

Auch er fand bei Kindern und Jugendlichen relativ hohe Frequenzwerte.

Eine Erhöhung der Belastung um 50 Watt führt beim Kinde, wie sowohl eigene als auch andere Untersuchungen (64) ergaben, zu einer Frequenzsteigerung von 30 bis 50 Schlägen pro Minute. Nach der Belastung fällt die Herzschlagfrequenz zunächst steil ab, um sich nach einer Zeit von etwa 5 bis 10 Minuten nahe dem Ruhewert einzupendeln.

In den vorliegenden Untersuchungen waren anscheinend die Erholungsphasen zeitlich zu kurz bemessen, da keiner der Probanden seinen Ruhewert erreichte. Der letzte Erholungswert lag nach 5 Minuten immer noch im Mittel um 14 % über dem Ruhewert.

Zum geschlechtlichen Unterschied ist zu vermerken, daß - wie auch bei Rutenfranz, Hettinger (65) und Kirchhoff (34) - die Mädchen in allen Phasen höhere Herzschlagfrequenzen zeigen als die Jungen, wobei die letzteren ihre Ruhewerte bis um 10 % mehr steigern konnten als die weiblichen Probanden. Am Ende der Erholungsphase hatten sie - zum Zeichen einer geringeren Erholungsfähigkeit - um 4 % höhere Werte gegenüber den Ruhebedingungen als die Mädchen.

Die Variabilitätskoeffizienten liegen, als Zeichen der geringsten relativen Streuung während der Belastung mit 100 Watt am niedrigsten und haben ihre höchsten Werte bei Ruhebedingungen.

Anscheinend stehen die Kinder auch schon während solch harmloser Untersuchungen unter einem individuell unterschiedlichen psychischen Streß, der sich während des Versuches, wo sie ganz mit der Erfüllung ihrer Aufgabe beschäftigt sind, verringert, was auch von Rutenfranz (64) bestätigt wird.

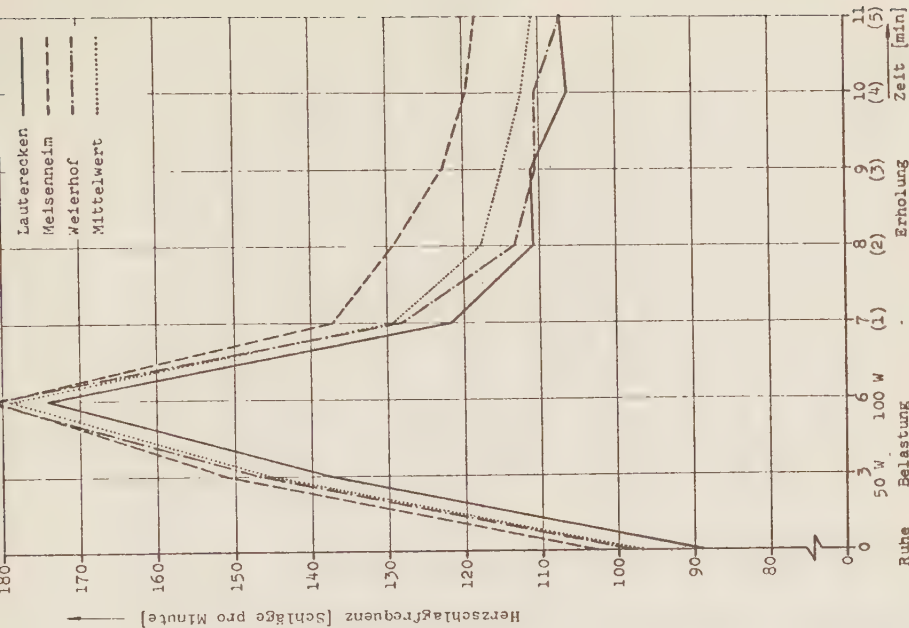


Abb. 10 Das Verhalten der Herzschlagfrequenz

	Ruhe	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
Lautercken								
$\bar{x}$	89,08	137,70	174,05	121,77	110,95	111,22	106,44	107,24
Meisenheim								
$\bar{x}$	102,72	151,24	180,73	137,26	129,40	122,97	119,82	118,31
Weierhof								
$\bar{x}$	98,46	146,80	181,65	128,30	113,23	110,53	110,52	107,22
Mittelwerte der drei Schulen zusammen								
$\bar{x}$	96,76	145,25	178,82	129,11	117,86	114,91	112,26	110,93
Männlich								
$\bar{x}$	90,83	136,97	172,26	119,49	111,52	108,88	106,91	105,46
Weiblich								
$\bar{x}$	104,51	156,08	187,35	141,69	126,15	122,79	119,26	118,08

Tab. 4 Mittelwerte der Herzschlagfrequenz (Schläge pro Minute)

7.2. Das Verhalten des Schlagvolumens des Herzens

7.2.1. Das Schlagvolumen unter Ruhebedingungen

Der mittlere Ruhewert des Schlagvolumens aus allen 60 Schülern betrug 50,03 ml.

Die Schlagvolumina der Schüler aus Weierhof und Meisenheim lagen dabei mit 49,34 ml und 49,17 ml ungefähr gleich, die Gruppe aus Lauterecken hatte mit 51,58 ml das höchste Herzschlagvolumen unter Ruhebedingungen. Nach den beiden Geschlechtern aufgeteilt, lag das Schlagvolumen der männlichen Probanden mit 51,38 ml um ungefähr 3 ml höher als das der Mädchen mit 48,26 ml.

7.2.2. Das Schlagvolumen während der Belastung

Während der Belastung mit 50 Watt und 100 Watt stieg der Mittelwert der Schlagvolumina aus allen 3 Schulen nach 50 Watt zunächst sprunghaft auf 63,15 ml an, um nach der Messung der 3minütigen 100-Watt-Belastung mit 66,18 ml seinen höchsten Wert zu erreichen. Dies entspricht einer prozentualen Steigerung von 26 % und 32 % der Ruhewerte.

Dabei zeigten die Kinder aus Lauterecken mit 18 und 26 % die geringste Steigerung der Ruhewerte. Ihre absoluten Werte lagen bei 60,97 ml nach der 3 Minuten dauernden 50-Watt-Belastung, und bei 65,24 ml nach der gleichlangen Belastung mit 100 Watt. Diese Gruppe zeigte also trotz höchsten Ausgangswerten die geringste Steigerung. Die Kinder der beiden anderen Schulen dagegen hatten größere Schlagvolumensteigerungen während der Belastungsphasen zu verzeichnen. So konnten die Kinder aus Weierhof ihren Ruhewert um 36 % und 37 % erhöhen und hatten damit die höchste Steigerungsrate.

Die Schule Meisenheim steigerte nach der 50-Watt-Belastung ihr Schlagvolumen um 25 % des Ruhewertes und nach der Belastung mit 100 Watt noch einmal mit 8 %, was einer Steigerung von 33 % gegenüber des Ruhewertes gleichkommt.

Interessant bei diesem Vergleich ist, daß bei den Schülern aus Weierhof die größte Erhöhung des Schlagvolumens von 36 % schon nach der 50-Watt-Belastung stattfand, während es nach der Belastung mit 100 Watt nurmehr um 1 % gesteigert werden konnte.

Bei den beiden anderen Schulen war ebenfalls die größte Steigerung nach der ersten Phase der Belastung festzustellen, jedoch war dabei - da die erste Erhöhung mit 18 % und 24 % nicht so hoch war - noch eine Steigerung des Schlagvolumens um 8 % und um 9 % möglich.

Die Jungen hatten auch im Belastungsversuch mit 63,81 ml nach der ersten Phase und 68,04 ml nach dem zweiten Teil höhere Werte zu verzeichnen als die Mädchen mit 62,28 ml und 63,76 ml.

Die prozentualen Steigerungsraten betrugen bei den männlichen Probanden 24 % und 32 % und lagen dabei etwa gleich mit den Werten der weiblichen, deren Raten 29 % und 32 % betrugen.

Hier ist also kein Unterschied zwischen beiden Geschlechtern festzustellen.

7.2.3. Das Schlagvolumen während der Erholungspause

Nach der 6minütigen Belastung mit 50 Watt und mit 100 Watt fielen die Schlagvolumenwerte der 60 Untersuchten kontinuierlich während der 5 Minuten dauernden Erholungsphase ab und erreichten mit 50,2 ml fast den Ruhewert, der bei 50,3 ml lag.

Von den 3 Schulen erreichten nur die Kinder aus Weierhof ihre Ruhewerte nicht und lagen mit 53,25 ml noch um 8 % über ihren Ausgangswerten.

Die Schüler aus Lauterecken und Meisenheim lagen mit ihren letzten Erholungswerten von 50,91 ml und 46,44 ml noch unter ihren Ruhewerten.

Dabei ergab sich bei allen 3 Schulen, daß schon nach 4 Minuten Erholung niedrige Schlagvolumina erreicht wurden. Und zwar lag der vierte Erholungswert für Lauterecken mit 51,99 ml nur um 0,79 % über dem Ruhewert, um dann noch einer weiteren Minute der Erholung mit 50,91 ml gar um 1,3 % unter den Ruhewert zu kommen.

Ähnliches gilt für die Kinder aus Meisenheim, die nach 4minütiger Erholungspause mit 6 % unter ihrem Ruhewert lagen. Bei ihnen stieg das Schlagvolumen nach der letzten Erholungsminute allerdings geringfügig um rund 0,1 % an. Lediglich die Schulkinder aus Weierhof hatten am Ende der Erholungsphase mit 53,25 ml einen noch mit 8 % über dem Ruhewert liegenden letzten Erholungswert. Jedoch auch bei ihnen war dieses Niveau schon nach 4 Minuten Erholung erreicht.

Will man auch hier wiederum beide Geschlechter miteinander vergleichen, so bleiben in der Erholungsphase die Schlagvolumenwerte der Jungen immer über denen der Mädchen. Während bei den Jungen die Werte kontinuierlich fast bis zum Ruhewert abnahmen, lagen die Mädchen mit ihrem vierten Erholungswert um 1,4 % unter ihrem Ruhewert, um dann nach der fünften Minute sich bis zu 0,1 % wieder dem Wert unter Ruhebedingungen zu nähern.

2.4. Besprechung dieser Ergebnisse

Das Herzschlagvolumen unterliegt größeren interindividuellen Schwankungen als die Herzschlagfrequenz. Hierauf haben schon Kirchhoff und Eichler (35) und Mellerowicz (53) hingewiesen.

In den vorliegenden Untersuchungen kommt diese Tatsache in den während des ganzen Versuchsablaufes relativ hohen Variabilitätskoeffizienten zum Ausdruck, die sich immer zwischen 30,11 und 34,44 bewegten.

Dabei zeigt sich - wie auch bei der Herzschlagfrequenz - eine geringste Streuung der Werte während der Belastung mit 50 Watt und 100 Watt.

Die Standardabweichungen steigen kontinuierlich bis zum ersten Erholungswert an, fallen dann wieder ab und erreichen am Ende der Pause diejenigen Werte unter Ruhebedingungen.

Nimmt man den Mittelwert aus allen 60 untersuchten Kindern zur Hand, so bewegt sich das Schlagvolumen zwischen 50,03 ml unter Ruhebedingungen und 66,18 ml während der Belastung mit 100 Watt. Dies kommt einer prozentualen Steigerung von 32 % gleich.

Die Kinder erreichen demnach ihr erhöhtes Herzminutenvolumen durch vermehrte Steigerung ihrer Pulsfrequenz als des Schlagvolumens, denn bei der Frequenz betrug die Steigerungsrate 45 % des Ruhewertes. Hierin ist sowohl weder bei den einzelnen 3 Schulen ein Unterschied zu sehen, noch bei dem Vergleich zwischen beiden Geschlechtern.

Dies entspricht einer unökonomischen Arbeitsweise, was auch Kirchhoff (34) bestätigt. Derselbe Autor weist auch an anderer Stelle (33) darauf hin, daß es dem Kinde möglich sei, höhere Pulsfrequenzwerte sowohl unter steady state - als auch unter vita maxima - Bedingungen zu erreichen.

Anscheinend ist das Kind noch nicht in der Lage, sich einer erhöhten Arbeitsanforderung durch stärkere Schlagvolumenvergrößerung anzupassen. Die hier nachgewiesene vermehrte Herzschlagfrequenzsteigerung ist daher als physiologischer Anpassungsmechanismus zu werden.

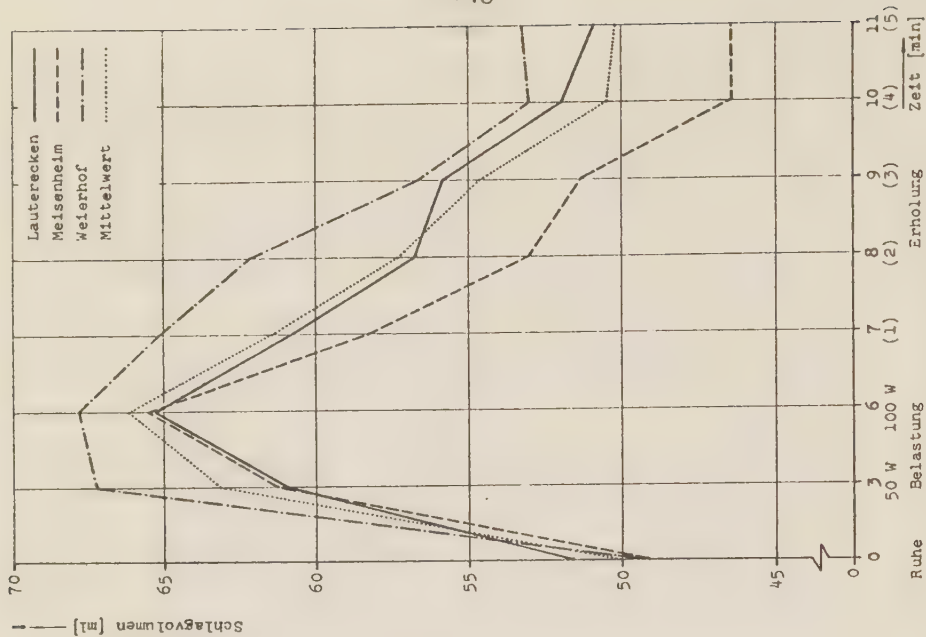


Abb. 11 Das Verhalten des Schlagvolumens

	Ruhe	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
--	------	------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Lauterecken

$\bar{x}$	51,58	60,97	65,24	60,79	56,78	55,85	51,99	50,91
-----------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Meisenheim

$\bar{x}$	49,17	61,27	65,50	58,28	53,01	51,31	46,40	46,44
-----------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Weierhof

$\bar{x}$	49,34	67,20	67,80	65,17	62,16	56,69	53,05	53,25
-----------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Mittelwerte der drei Schulen zusammen

$\bar{x}$	50,03	63,15	66,18	61,41	57,32	54,62	50,48	50,20
-----------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Ähnlich

$\bar{x}$	51,38	63,81	68,04	62,84	57,68	55,82	52,70	51,73
-----------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Ähnlich

$\bar{x}$	48,26	62,28	63,76	59,54	56,84	53,05	47,58	48,21
-----------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

In den vorliegenden Untersuchungen fallen die Schlagvolumenwerte während der 5minütigen Erholungsphase kontinuierlich ab, und erreichen schon nach der vierten Minute fast den Ruhewert. Lauterecken und Meisenheim kommen dabei noch unter ihre während Ruhebedingungen gemessenen Werte, lediglich Weierhof liegt mit 8 % darüber.

Die Schlagvolumenwerte der Jungen waren - im Gegensatz zu denen der Pulsfrequenz - zu jedem Zeitpunkt der Versuche höher als die Werte der Mädchen. Offenbar vermögen die Jungen - wie noch zu zeigen sein wird - ihr Herzminutenvolumen während der Arbeit auf ökonomischer Weise durch Schlagvolumenerhöhung zu erreichen, während die Mädchen auf eine Belastung mit vermehrter Tachykardie reagieren. (s. Tab. 5 u. Abb. 22)

7.3. Das Verhalten des Herzminutenvolumens

7.3.1. Das Herzminutenvolumen unter Ruhebedingungen

Der Mittelwert aus allen 3 Schulen lag bei 4,75 l. Die Kinder aus Meisenheim hatten mit 4,92 l das höchste Minutenvolumen aufzuweisen, Lauterecken mit 4,5 l das niedrigste, und Weierhof lag mit 4,83 l dazwischen. Die weiblichen Probanden lagen mit ihrem Ruhewert von 4,94 l um 0,34 l über den männlichen Untersuchten, deren Ruhewert 4,60 l betrug.

7.3.2. Das Herzminutenvolumen während der Belastung

Nach der Belastung mit 50 Watt hatte sich der aus allen Schülern gebildete Mittelwert des Minutenvolumens mit 9,3 l fast verdoppelt, nach der 100-Watt-Belastung waren 11,65 l erreicht.

Dies entspricht einer prozentualen Steigerung von 90 % und von 145 %.

Betrachtet man nun die 3 Schulen im einzelnen, so erreichten die Kinder aus Weierhof mit 9,68 l nach 50 Watt und 12,17 l nach 100 Watt die höchsten Minutenvolumenwerte.

Die Werte für Lauterecken waren gemäß den Ruhewerten mit 8,26 l und 11,10 l am niedrigsten, und die Ergebnisse für die Schule Meisenheim lauteten 9,13 l und 11,67 l.

Die Schüler aus Weierhof hatten bereits nach 3minütiger Belastung mit 50 Watt ihr Herzminutenvolumen verdoppelt und ihre Steigerung nach 100 Watt Belastung betrug 152 %. Die beiden anderen Schulen Lauterecken und Meisenheim lagen bei 50 Watt mit 83 und 85 %iger Steigerung ungefähr gleich, nach 3minütiger Belastung mit 100 Watt hatte Lauterecken mit 146 % eine um rund 10 % höhere Steigerungsrates als Meisenheim.

Was nun den Unterschied zwischen beiden Geschlechtern anbelangt, so erreichen die Mädchen gemäß den Ruhewerten mit 9,54 l und 11,84 l höhere Herzminutenvolumina als die Jungen, deren Werte bei 8,63 l und 11,50 l lagen.

Prozentual gesehen, hatten die Mädchen nach 50 Watt Belastung eine rund 6 % höhere Steigerung ihres Minutenvolumens erreicht, jedoch nach 100 Watt Belastung waren die männlichen Probanden mit 150 %iger Steigerung ihnen um rund 10 % voraus.

7.3.3. Das Herzminutenvolumen während der Erholungsphase

Zunächst sei wieder auf die Mittelwerte aus allen 60 Schülern eingegangen. Hier fielen nach der Belastungsphase die Herzminutenvolumenwerte kontinuierlich von 7,66 l nach der ersten Erholungsminute bis auf 5,47 l am Ende der Pause ab.

Wie bei der Pulsfrequenz zeigte sich der stärkste Abfall der Herzminutenvolumina nach der ersten Erholungsminute, und zwar fielen die Werte um 84 % bis auf 61 % des Ruhewertes ab.

Am Ende der Erholungsphase lag der mittlere Herzzeitvolumenwert mit 5,47 l noch um 15 % über dem Ruhewert.

Gemäß den Belastungsergebnissen hatten die Schulkinder aus Weierhof mit 8,08 l zu Beginn und 5,55 l am Ende der Erholungspause die höchsten Werte aufzuweisen, dann folgten die Probanden aus Meisenheim mit 7,85 l am Anfang und 5,48 l am Ende der Pause, und die Kinder aus Lauterecken hatten, den Ruhe- und Belastungsergebnissen entsprechend, mit 7,04 l und 5,39 l die niedrigsten Herzminutenvolumina.

Die prozentualen Werte zeigen aber, daß Lauterecken, obwohl es nach der Belastungszeit mit 56 % des Ruhewertes den niedrigsten ersten Erholungswert aufwies, nach der 5minütigen Pause mit knapp 20 % des Ruhewertes am höchsten lag, gegenüber 15 % des Ruhewertes bei Weierhof und 11 % bei Meisenheim.

Die Mädchen hatten auch hier höhere Werte als die Jungen, ihr erster Erholungswert beträgt 8,28 l und ihr letzter 5,62 l; die entsprechenden Ergebnisse für die Jungen lauten 7,18 l und 5,36 l.

7.3.4. Besprechung dieser Ergebnisse

Das Herzminutenvolumen errechnet sich aus dem Produkt von Herzschlagfrequenz und dem Herzschlagvolumen.

Dabei ist es möglich, das Herzminutenvolumen sowohl durch Erhöhung der Herzschlagfrequenz als auch des Schlagvolumens zu vergrößern.

Nun kann der Trainierte sein Minutenvolumen bei Arbeit sowohl durch Zunahme der Frequenz als auch des Schlagvolumens erhöhen, während dem Untrainierten im wesentlichen nur die Erhöhung der Herzschlagfrequenz bleibt, um sein Herzminutenvolumen der Belastung anzupassen (29).

Dazu ist zu sagen, daß, wie oben schon festgestellt wurde, alle untersuchten 12- bis 13jährigen Kinder ihr Herzminutenvolumen vermehrt durch Herzschlagfrequenzerhöhung, als durch Schlagvolumenerhöhung den Arbeitsbedingungen angepaßt haben. Sie steigerten dabei die Schlagfrequenz ihres Herzens während der Belastung um 50 % und 85 %, die Steigerungsrate des Schlagvolumens betrug dagegen nur 26 % und 32 %.

Die Kinder aus Lauterecken hatten dabei mit 4,5 l zu Beginn und mit 5,39 l am Ende der Untersuchung - entsprechend den Ergebnissen der Herzschlagfrequenz - die niedrigsten Herzminutenvolumina aufzuweisen.

Die höchsten Werte erreichten die Schüler aus Weierhof. Dabei ist noch zu vermerken, daß bei ihnen die Schlagvolumina am höchsten unter den 3 Schulen, und die Herzschlagfrequenzen am zweithöchsten lagen. Offenbar waren also diese Kinder in der Lage, ein erhöhtes Herzminutenvolumen sowohl durch Erhöhung der Herzschlagfrequenz als auch des Schlagvolumens zu erreichen. Sie konnten während der Belastungsphase mit 50 Watt ihr Minutenvolumen um 100 % steigern und nach 100 Watt nochmals um 52 %, insgesamt also eine Steigerung von 152 % des Ruhewertes erreichen.

Den Schülern aus Lauterecken und Meisenheim gelang im Unterschied dazu nur eine Steigerung ihrer Ruheminutenvolumina von 146 % bzw. 147 % der Ruhewerte.

Die Herzminutenvolumina der Mädchen liegen in allen Phasen des Versuches über denen der Jungen. Dies entspricht dem Ergebnis, das aus der Auswertung der Herzschlagfrequenz gewonnen wurde. Hingegen konnten die männlichen Probanden ihren Minutenvolumina mit niedrigeren Frequenz- und mit absolut höheren Schlagvolumenwerten erreichen.

Betrachtet man nun - um Körpergröße und Körpergewicht auszuschalten - den Herzindex, was das Minutenvolumen in Litern pro Minute pro m^2 bedeutet, so wird der deutlich zu Tage getretene Unterschied zwischen beiden Geschlechtern zugunsten der Jungen verwischt.

Man kann beim Aspekt dieser Werte nicht mehr genau sagen, wer von beiden Geschlechtern nun in allen Phasen die höheren Minutenvolumina erreichte.

Die Mädchen waren nämlich - wie überall aufgrund der fortgeschrittenen puperalen Entwicklung im Alter von 12 bis 13 Jahren - im Mittel größer und schwerer als ihre männlichen Altersgenossen.

Die Jungen zeigten also in den vorliegenden Untersuchungen ein besseres Leistungsverhalten als die Mädchen, was auch Rutenfranz und Hettinger (65) bestätigen. Sie konnten trotz niedrigerer Herzschlagfrequenz mit Hilfe eines erhöhten Schlagvolumens Minutenvolumina erreichen, die nicht um so viel unter denen der Mädchen lagen, als man es aus den Frequenzwerten erwartet hatte.

Und betrachtet man den Herzindex HI, so erkennt man, nachdem die Einflüsse von Körpergröße und Körpergewicht ausgeschaltet sind, daß sich die Minutenvolumenwerte beider Geschlechter weitgehend gleichen.

Die Mädchen konnten also aufgrund fortgeschrittener körperlicher Entwicklung bessere Minutenvolumenwerte erreichen. Den vorliegenden Untersuchungen ist weiterhin zu entnehmen, daß die Pulsfrequenz ein Indikator für das Leistungsvermögen des Einzelnen darstellt, was auch Rutenfranz (64) erwähnt, und zwar in dem Maße, als zwischen Frequenz und Minutenvolumen über das Schlagvolumen Zusammenhänge bestehen.

Im übrigen gleichen die Werte für Schlag- und Minutenvolumen den Ergebnissen, die der oben erwähnte Autor(66) an etwas jüngeren Kindern fand. Genaue Vergleiche können dabei nicht gezogen werden, da weder das Alter noch die Größe der Belastung zwischen den vorliegenden und den erwähnten Untersuchungen übereinstimmten.

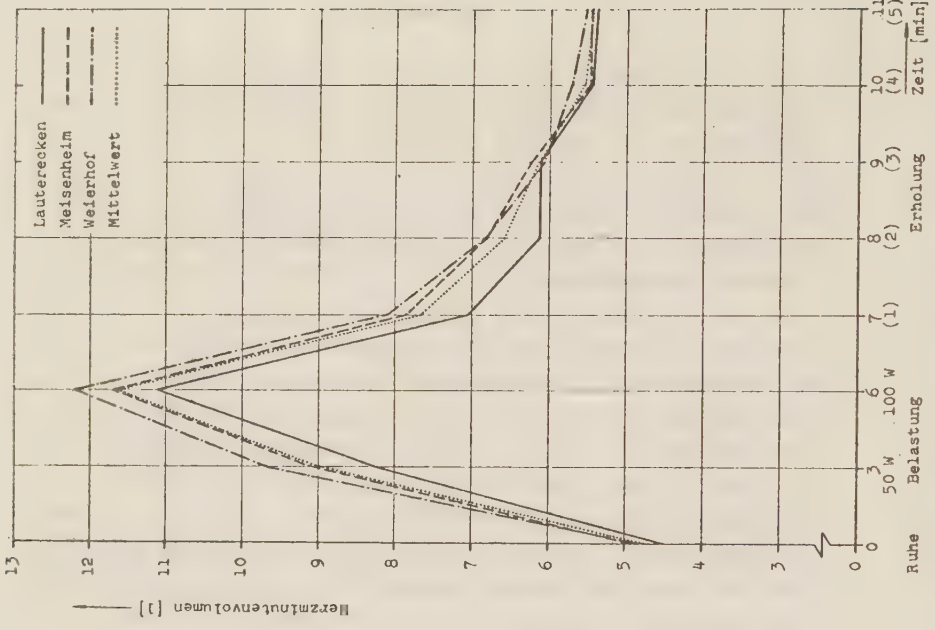


Abb. 12 Das Verhalten des Herzminutenvolumens

	Ruhe	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
Lautercken								
$\bar{x}$	4,50	8,26	11,10	7,04	6,12	6,12	5,45	5,39
Meisenheim								
$\bar{x}$	4,92	9,13	11,67	7,95	6,81	6,24	5,48	5,48
Weierhof								
$\bar{x}$	4,83	9,68	12,17	8,08	6,82	6,07	5,73	5,55
Mittelwerte der drei Schulen zusammen								
$\bar{x}$	4,75	9,03	11,65	7,66	6,58	6,14	5,55	5,47
Einlich								
$\bar{x}$	4,60	8,63	11,50	7,18	6,27	5,99	5,54	5,36
Einlich								
$\bar{x}$	4,94	9,54	11,84	8,28	7,00	6,35	5,57	5,62

Ruhe	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
------	------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Lautercken

$\bar{x}$	3,33	6,16	8,34	5,26	4,55	4,05	4,01
-----------	------	------	------	------	------	------	------

Meisenheim

$\bar{x}$	3,45	6,43	8,17	5,54	4,80	4,40	3,88
							3,86

Weierhof

$\bar{x}$	3,39	6,81	8,39	5,70	4,84	4,30	4,04
							3,96

Mittelwerte der drei Schulen zusammen

$\bar{x}$	3,39	6,47	8,30	5,50	4,73	4,42	3,99
							3,94

allgemeinlich

$\bar{x}$	3,41	6,26	8,39	5,28	4,59	4,34	3,91
-----------	------	------	------	------	------	------	------

allgemeinlich

$\bar{x}$	3,36	6,74	8,19	5,79	4,92	4,52	3,95
							3,98

Abb. 7 Mittelwerte des Herzindex (l/m^2)

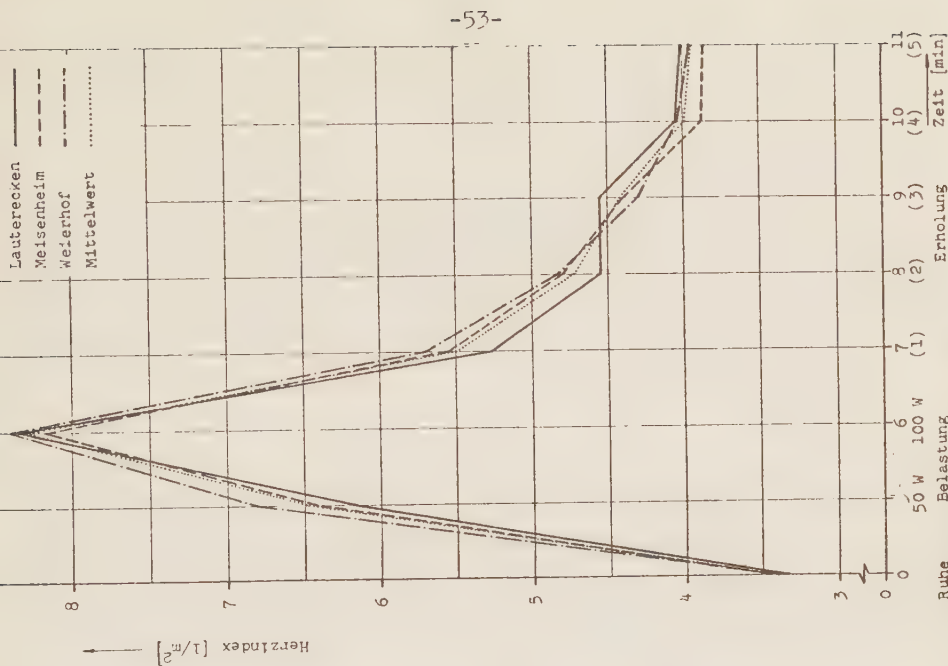


Abb. 13 Das Verhalten des Herzindex

	Puls	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
--	------	------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Lauterecken

HF	100	154,57	195,37	136,69	124,54	124,85	119,49	120,38
SV	100	118,20	126,48	117,84	110,08	108,27	100,79	98,69
HMVa	100	183,64	246,68	156,60	136,08	136,12	121,06	119,76
HI	100	184,98	250,56	157,86	136,76	136,76	121,59	120,35

Weierhof

HF	100	149,09	184,48	130,30	114,99	112,25	112,24	108,90
SV	100	136,21	137,43	132,09	125,99	114,91	107,54	107,94
HMVa	100	200,35	251,97	167,22	141,18	125,57	118,63	114,97
HI	100	200,65	247,33	167,90	142,58	126,72	118,97	116,73

Meisenheim

HF	100	147,23	175,95	133,62	125,97	119,71	116,65	115,17
SV	100	124,61	133,22	118,54	107,82	104,36	94,36	94,46
HMVa	100	185,73	237,22	159,65	138,39	126,89	111,50	111,47
HI	100	186,71	237,18	160,80	139,27	127,58	112,66	112,01

Tab. 8 Prozentuale Mittelwerte, wobei der Ruhewert = 100 %

HF = Pulsfrequenz in Schlägen pro min

SV = Schlagvolumen in ml

HMVa = Herzminutenvolumen in l

HI = Herzindex in l/m²

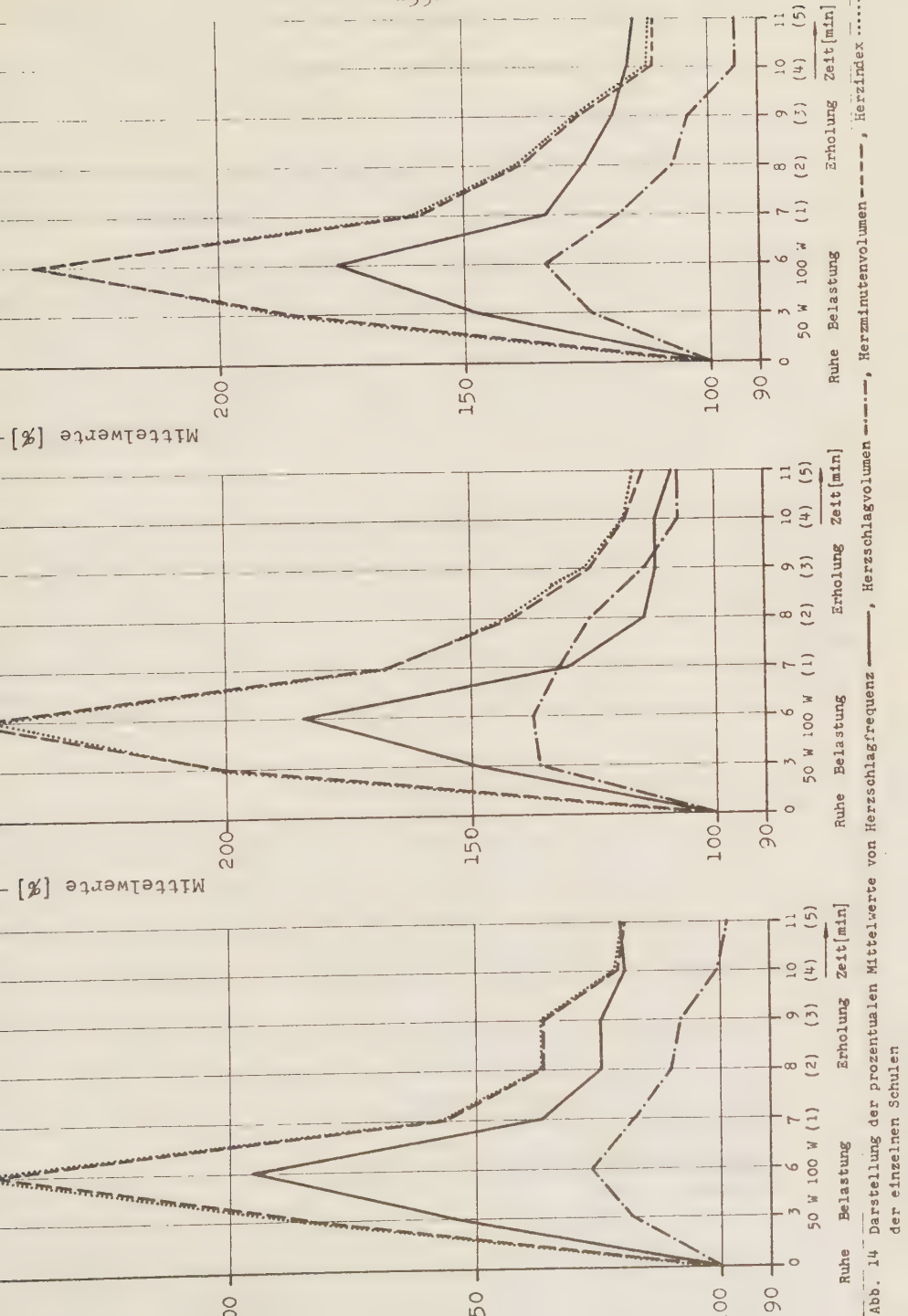


Abb. 14 Darstellung der prozentualen Mittelwerte von Herzschlagfrequenz, Herzschlagvolumen, Herzindex der einzelnen Schulen

	Ruhe	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
--	------	------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

prozentuale Mittelwerte der gesamten Probanden

HF	100	150,11	184,81	133,44	121,81	118,76	116,02	114,64
SV	100	126,22	132,29	122,75	114,57	109,17	100,90	100,34
HMVa	100	190,03	245,21	161,25	138,61	129,36	116,94	115,28
HI	100	190,80	244,95	162,21	139,56	130,30	117,69	116,32

prozentuale Mittelwerte der weiblichen Probanden

HF	100	149,34	179,30	135,58	120,70	117,49	114,12	112,99
SV	100	129,05	132,12	123,39	117,78	109,94	98,60	99,90
HMVa	100	193,14	239,50	167,54	141,57	128,45	112,68	113,78
HI	100	200,65	243,80	172,40	146,46	134,57	117,70	118,54

prozentuale Mittelwerte der männlichen Probanden

HF	100	150,79	189,65	131,55	122,78	119,87	117,70	116,10
SV	100	124,19	132,41	122,30	112,26	108,62	102,56	100,66
HMVa	100	187,47	249,89	156,09	136,18	130,10	120,43	116,50
HI	100	183,38	245,81	154,54	134,36	127,08	117,69	114,64

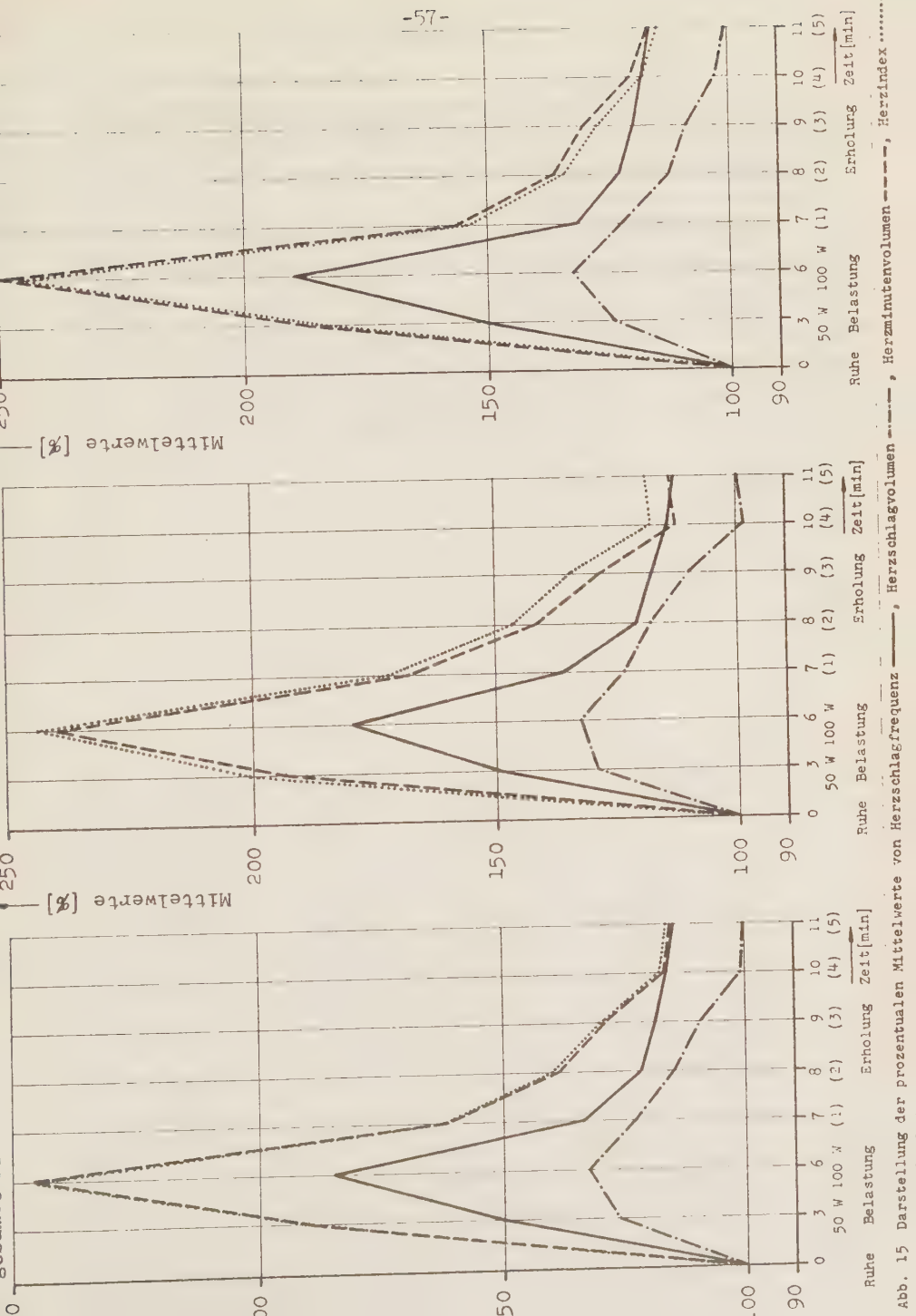
Tab. 9 Prozentuale Mittelwerte, wobei der Ruhewert = 100 %

HF = Pulsfrequenz in Schlägen pro min

SV = Schlagvolumen in ml

HMVa = Herzminutenvolumen in l

HI = Herzindex in l/m^2



Die folgenden Abbildungen und Tabellen geben Auskunft über das Verhalten von Herzschlagfrequenz, Herzschlag- und Herzminutenvolumen und Herzindex während Ruhe-, Belastungs- und Erholungsphase.

Es wird dabei sowohl zwischen den einzelnen Schulen als auch zwischen den beiden Geschlechtern unterschieden.

Die Variablen sind unterschiedlich gekennzeichnet. Die Kennzeichnung befindet sich jeweils rechts oben in den Abbildungen.

Die Zeitachse wurde als Abszisse gewählt, während die Variablen auf der Ordinate aufgetragen sind.

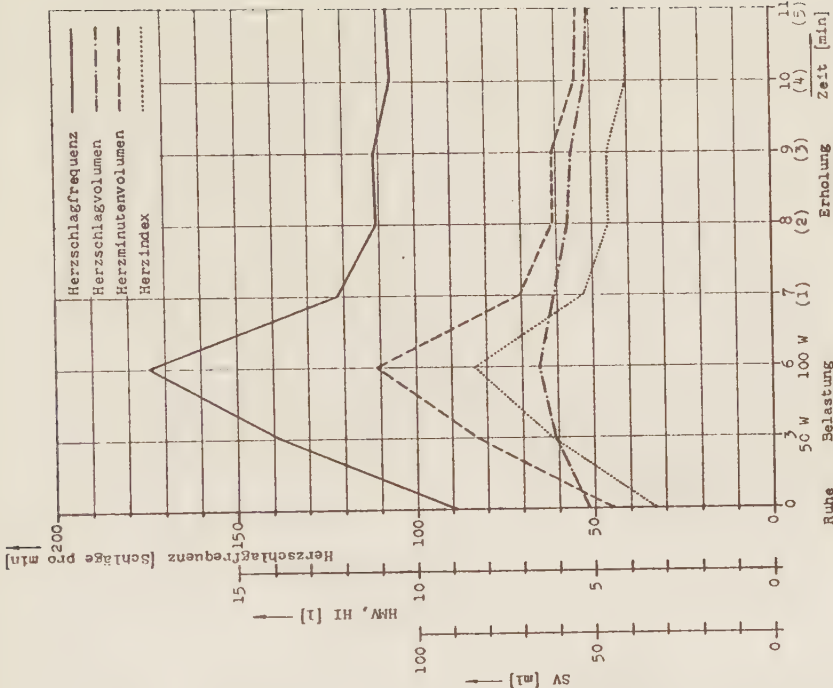


Abb. 16 Darstellung von Herzschlagfrequenz, Herzschlagvolumen und Herzindex der Kinder aus Lauterecken

Ruhe	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
99,08	137,70	174,05	121,77	110,95	111,22	106,44	107,24

Herzschlagfrequenz (Schläge pro Minute)
233,19
353,59
214,05
556,52
357,52
219,06
294,99
192,31
15,27
18,80
14,63
25,62
18,91
14,80
17,17
13,87
17,14
13,66
8,41
21,04
17,04
13,31
15,13
12,93

Herzschlagvolumen (ml)
51,58
60,97
65,24
60,79
56,78
55,85
51,99
50,91
271,56
300,40
324,80
370,78
346,71
291,48
255,02
204,44
16,48
17,33
18,02
19,26
18,62
17,07
15,97
14,30
31,95
28,43
27,62
31,68
32,79
30,57
30,72
28,09

Herzminutenvolumen absolut (l)
4,50
8,26
11,10
7,04
6,12
5,45
5,39
1,61
3,37
7,20
2,19
2,40
2,78
2,37
1,92
1,27
1,97
2,68
1,48
1,55
1,67
1,54
1,38
28,24
23,81
24,18
20,99
25,33
27,23
28,26
25,70

Herzindex HI (l/m ²)
3,33
6,16
8,34
5,26
4,55
4,05
4,01
0,66
2,02
3,99
1,22
1,26
1,47
1,22
0,96
0,81
1,42
2,00
1,10
1,12
1,21
1,10
0,98
24,45
23,05
23,94
21,00
24,67
25,61
27,30
24,42

b. 10 Herzschlagfrequenz, Herzschlag- und Herzminutenvolumen und Herzindex der Kinder aus Lauterecken.

- Mittelwert
- Varianz
- Standardabweichung
- Variabilitätskoeffizient

	Ruhe	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
--	------	------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Herzschlagfrequenz (Schläge pro Minute)

$\bar{x}$	102,72	151,24	180,75	137,26	129,40	122,97	119,82	113,31
s^2	448,79	926,67	369,99	562,88	324,78	231,49	282,87	248,84
s	21,18	30,44	19,23	23,72	18,02	15,21	16,82	15,77
v	20,62	20,13	10,64	17,28	13,93	12,37	14,04	13,33

Herzschlagvolumen (ml)

$\bar{x}$	49,17	61,27	65,50	58,28	53,01	51,31	46,40	46,44
s^2	290,12	311,00	482,06	312,41	291,59	231,24	160,14	273,74
s	17,03	17,63	21,96	17,67	17,08	15,21	12,65	16,54
v	34,64	28,78	33,52	30,33	32,21	29,64	27,27	35,62

Herzminutenvolumen absolut (l)

$\bar{x}$	4,02	9,13	11,67	7,85	6,81	6,24	5,48	5,48
s^2	2,33	7,64	11,87	5,25	4,29	2,92	2,01	2,46
s	1,53	2,76	3,45	2,29	2,07	1,71	1,42	1,57
v	31,03	30,25	29,53	29,19	30,43	27,39	25,87	28,60

Herzindex HI (l/m^2)

$\bar{x}$	3,45	6,43	8,17	5,54	4,60	4,40	3,38	3,86
s^2	0,86	3,09	4,12	2,21	1,71	1,13	0,93	0,95
s	0,93	1,76	2,03	1,49	1,31	1,06	0,96	0,97
v	26,89	27,31	24,82	26,82	27,28	24,14	24,80	25,27

Tab. 11 Herzschlagfrequenz, Herzschlag- und Herzminutenvolumen und Herzindex der Kinder aus Meisenheim

$\bar{x}$ = Mittelwert
 s^2 = Varianz
 s = Standardabweichung
 v = Variabilitätskoeffizient

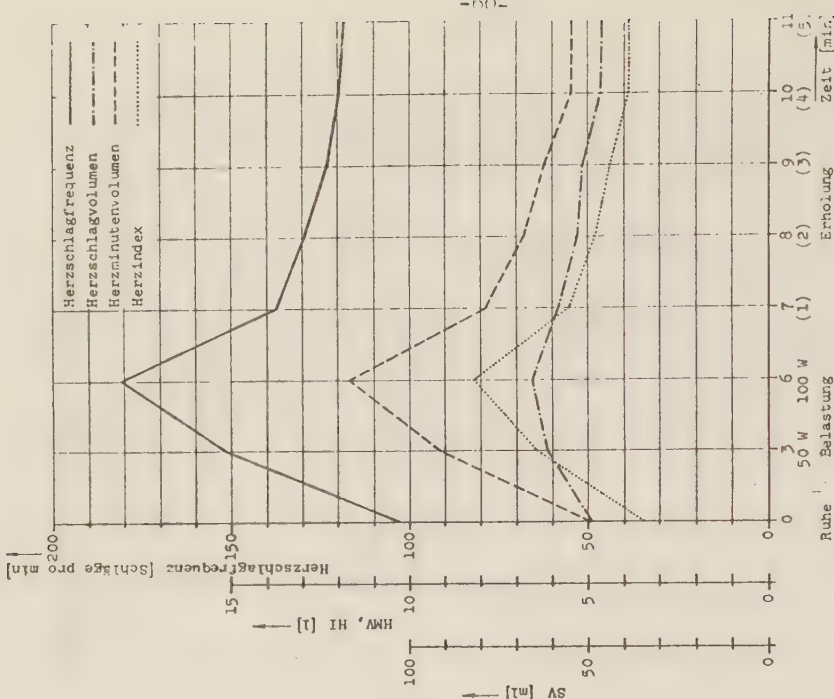


Abb. 17 Darstellung von Herzschlagfrequenz, Herzschlag- und Herzminutenvolumen und Herzindex der Kinder aus Meisenheim

	Ruhe	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
--	------	------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Herzschlagfrequenz (Schläge pro Minute)

$\bar{x}$	98,46	146,80	181,65	128,30	113,23	110,53	110,52	107,22
s^2	386,96	297,96	171,29	397,06	343,15	187,62	239,22	217,42
s	19,67	17,26	13,09	17,24	18,52	13,70	15,47	14,74
v	20,00	11,76	7,20	13,43	16,36	12,39	13,99	13,75

Herzschlagvolumen (ml)

$\bar{x}$	49,34	67,20	67,80	65,17	62,16	56,69	53,05	53,25
s^2	311,58	534,33	422,22	80,08	473,39	418,88	344,81	306,37
s	17,65	23,12	20,55	26,08	21,76	20,47	18,57	17,51
v	35,78	34,40	30,31	40,02	35,00	36,10	35,00	32,88

Herzminutenvolumen absolut (l)

$\bar{x}$	4,83	9,68	12,17	8,08	6,92	6,07	5,73	5,55
s^2	3,92	8,93	11,00	7,54	4,11	3,03	3,02	2,36
s	1,98	2,99	3,31	2,75	2,03	1,74	1,74	1,54
v	40,98	30,86	27,25	33,99	29,73	28,70	30,33	27,67

Herzindex HI (l/m²)

$\bar{x}$	3,39	6,21	8,39	5,70	4,84	4,30	4,04	3,96
s^2	1,17	2,62	3,47	2,83	1,17	0,99	0,86	0,68
s	1,08	1,62	1,86	1,68	1,08	0,99	0,92	0,82
v	31,85	23,77	22,19	29,51	22,36	23,12	22,99	20,80

Tab. 12 Herzschlagfrequenz, Herzschlag-, Herzminutenvolumen und Herzindex der Kinder aus Weierhof

$\bar{x}$ = Mittelwert
 s^2 = Varianz
 s = Standardabweichung
 v = Variabilitätskoeffizient

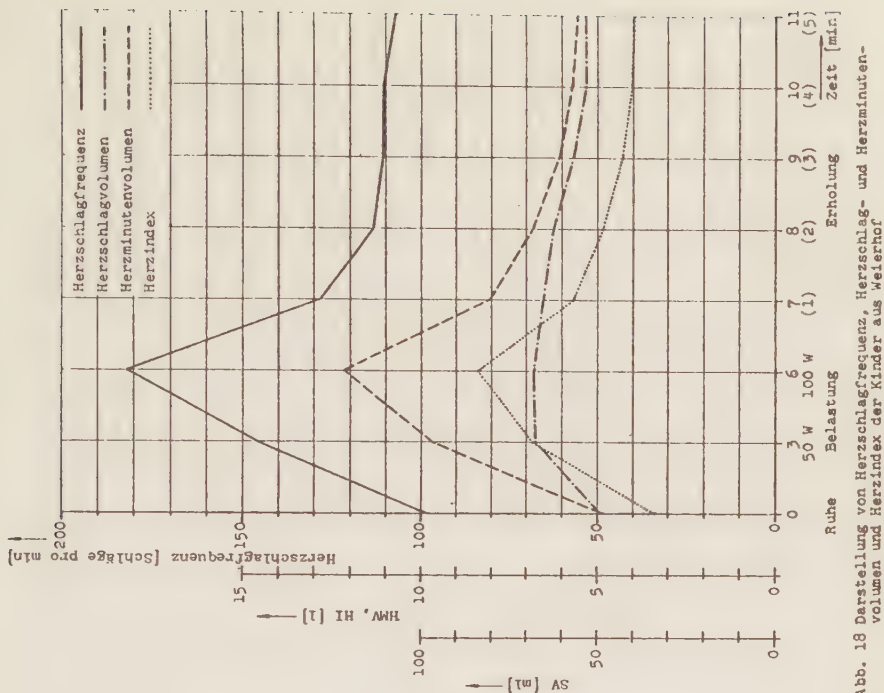


Abb. 18 Darstellung von Herzschlagfrequenz, Herzschlag- und Herzminutenvolumen und Herzindex der Kinder aus Weierhof

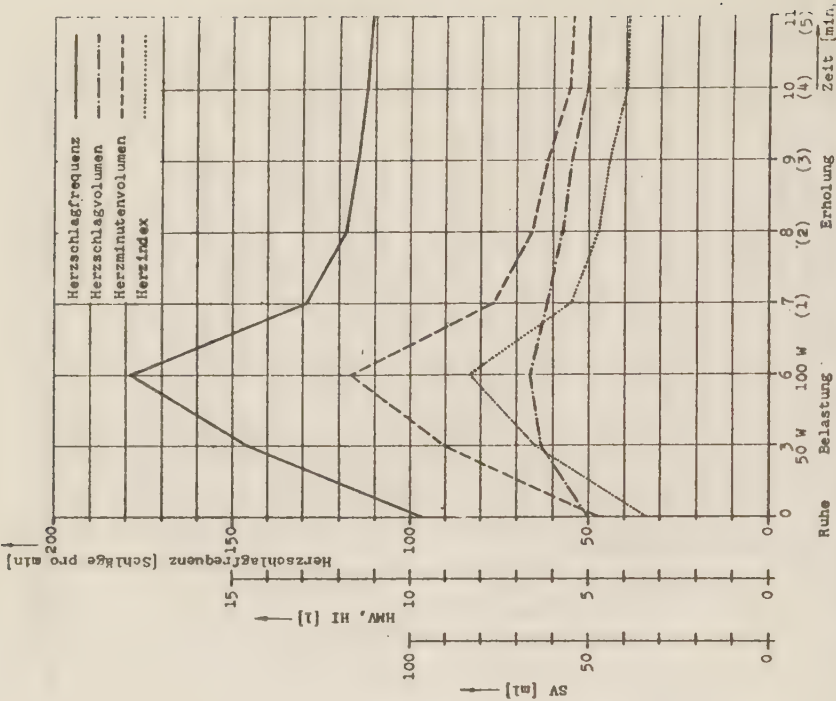


Abb. 19 Darstellung von Herzschlagfrequenz, Herzschlagvolumen und Herzindex aller Kinder zusammen

	Ruhe	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
--	------	------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Herzschlagfrequenz (Schläge pro Minute)

$\bar{x}$	96,76	145,25	178,82	139,11	117,86	114,91	112,26	110,93
s^2	377,25	540,56	254,93	29,36	398,82	238,64	295,02	239,80
s	19,42	23,25	15,97	5,41	19,97	15,45	17,18	15,48
v	20,07	16,01	8,93	17,82	16,94	13,44	15,30	13,96

Herzschlagvolumen (ml)

$\bar{x}$	50,03	63,15	66,18	61,41	57,32	54,62	50,48	50,20
s^2	282,45	377,34	397,15	447,25	372,32	308,91	253,41	260,83
s	16,81	19,42	19,93	21,15	19,30	17,58	15,92	16,15
v	33,59	30,76	30,11	34,44	33,66	32,18	31,53	32,17

Herzminutenvolumen absolut (l)

$\bar{x}$	4,75	9,03	11,65	7,66	6,58	6,14	5,55	5,47
s^2	2,56	6,93	9,88	5,03	3,59	2,82	2,40	2,17
s	1,60	2,63	3,14	2,24	1,89	1,68	1,55	1,47
v	33,72	29,16	26,99	29,27	28,78	27,32	27,90	26,93

Herzindex HI (l/m^2)

$\bar{x}$	3,39	6,47	8,30	5,50	4,73	4,42	3,99	3,94
s^2	0,87	2,56	3,74	2,05	1,35	1,16	0,97	0,84
s	0,93	1,60	1,93	1,43	1,16	1,08	0,99	0,91
v	27,50	24,74	23,28	26,03	24,58	24,44	24,75	23,20

Tab. 13 Herzschlagfrequenz, Herzschlagvolumen und Herzindex der drei Schulen zusammen

- $\bar{x}$ = Mittelwert
- s^2 = Varianz
- s = Standardabweichung
- v = Variabilitätskoeffizient

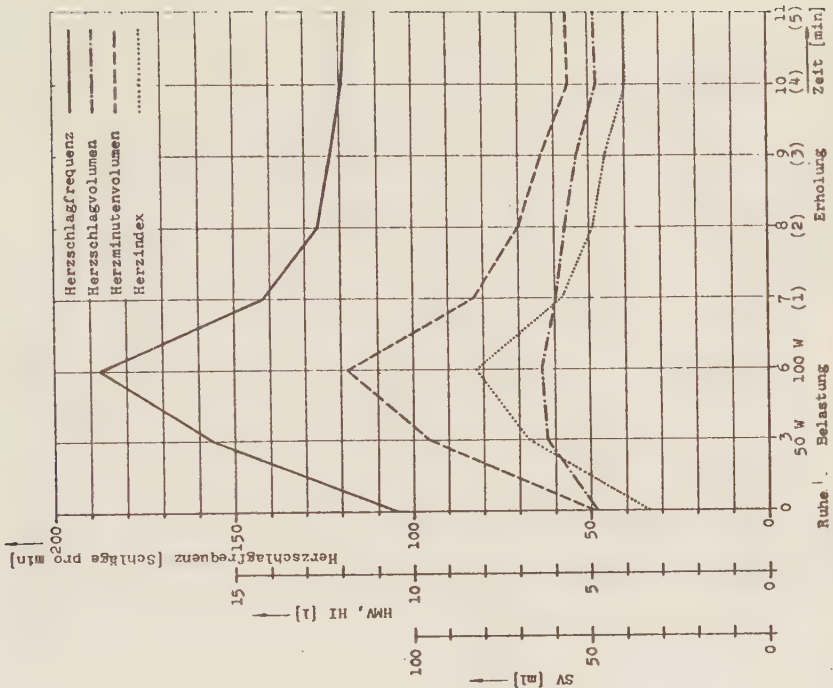


Abb. 20 Darstellung von Herzschlagfrequenz, Herzschlag- und Herzminutenvolumen und Herzindex der Mädchen

	Ruhe	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
--	------	------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Herzschlagfrequenz (Schläge pro Minute)

$\bar{x}$	104,51	156,08	187,38	141,69	126,15	122,79	119,26	118,08
s^2	499,19	451,59	149,21	238,06	419,55	208,96	266,39	236,93
s	21,19	21,25	12,21	15,43	20,48	14,46	16,32	15,39
v	20,28	13,62	6,52	10,89	16,24	11,77	13,68	13,04

Herzschlagvolumen (ml)

$\bar{x}$	48,26	62,28	63,76	59,54	56,84	53,05	47,58	48,21
s^2	316,00	349,51	388,08	356,96	341,39	296,34	208,72	277,70
s	17,78	18,69	19,70	18,89	18,48	17,21	14,45	16,66
v	36,84	30,02	30,90	31,73	32,51	32,45	30,64	34,57

Herzminutenvolumen absolut (l)

$\bar{x}$	4,94	9,54	11,84	8,28	7,00	6,35	5,57	5,62
s^2	3,38	6,62	11,13	5,36	4,08	2,86	2,40	2,41
s	1,84	2,57	3,34	2,31	2,02	1,69	1,55	1,55
v	37,20	26,95	28,18	27,96	28,87	26,66	27,82	27,62

Herzindex HI (l/m²)

$\bar{x}$	3,36	6,74	8,19	5,79	4,92	4,52	3,95	3,98
s^2	0,78	2,37	4,13	2,41	1,36	0,82	0,80	0,62
s	0,88	1,54	2,03	1,55	1,17	0,90	0,89	0,79
v	26,29	22,84	24,82	26,78	23,73	20,01	22,59	19,81

Tab. 14 Herzschlagfrequenz, Herzschlag-, Herzminutenvolumen und Herzindex der Mädchen

$\bar{x}$ = Mittelwert
 s^2 = Varianz
 s = Standardabweichung
 v = Variabilitätskoeffizient

	Ruhe	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
--	------	------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Herzschlagfrequenz (Schläge pro Minute)

$\bar{x}$	90,83	136,97	172,26	119,49	111,52	108,88	106,91	105,46
s^2	250,69	461,31	240,63	146,01	299,74	182,02	257,47	178,08
s	15,83	21,48	15,51	12,37	17,31	13,49	16,05	13,34
v	17,43	15,63	9,01	19,55	15,52	12,39	15,01	12,65

Herzschlagvolumen (ml)

$\bar{x}$	51,38	53,61	68,04	62,84	57,68	55,82	52,70	51,73
s^2	261,23	408,80	407,83	524,35	406,72	324,39	283,25	250,43
s	16,16	20,22	21,00	22,90	20,17	18,01	16,83	15,82
v	31,45	31,68	29,68	36,44	34,96	32,27	31,94	30,59

Herzminutenvolumen absolut (l)

$\bar{x}$	4,60	8,63	11,50	7,18	6,27	5,99	5,54	5,36
s^2	1,97	7,00	9,19	4,39	3,09	2,81	2,47	2,03
s	1,40	2,64	3,03	2,09	1,76	1,68	1,57	1,42
v	30,52	30,66	26,35	29,16	28,04	28,00	28,38	26,58

Herzindex HI (l/m^2)

$\bar{x}$	3,41	6,26	8,39	5,28	4,59	4,34	4,02	3,91
s^2	0,96	2,69	3,53	1,72	1,34	1,45	1,14	1,02
s	0,98	1,64	1,88	1,31	1,16	1,20	1,07	1,01
v	28,72	26,16	22,39	24,88	25,20	27,74	26,55	25,85

Tab. 15 Herzschlagfrequenz, Herzschlag-, Herzminutenvolumen und Herzindex der Jungen

$\bar{x}$ = Mittelwert
 s^2 = Varianz
 s = Standardabweichung
 v = Variabilitätskoeffizient

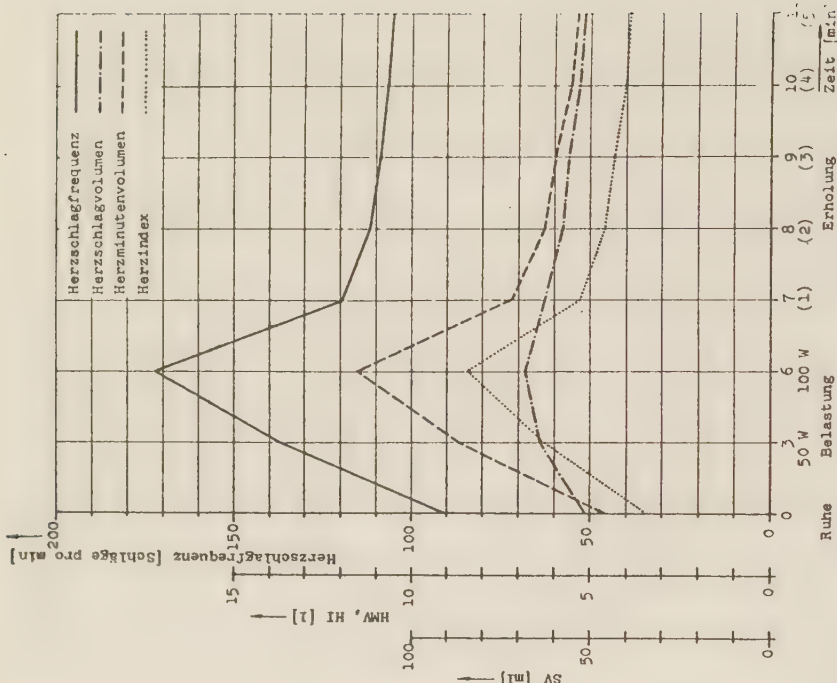


Abb. 21 Darstellung von Herzschlagfrequenz, Herzschlag- und Herzminutenvolumen und Herzindex der Jungen

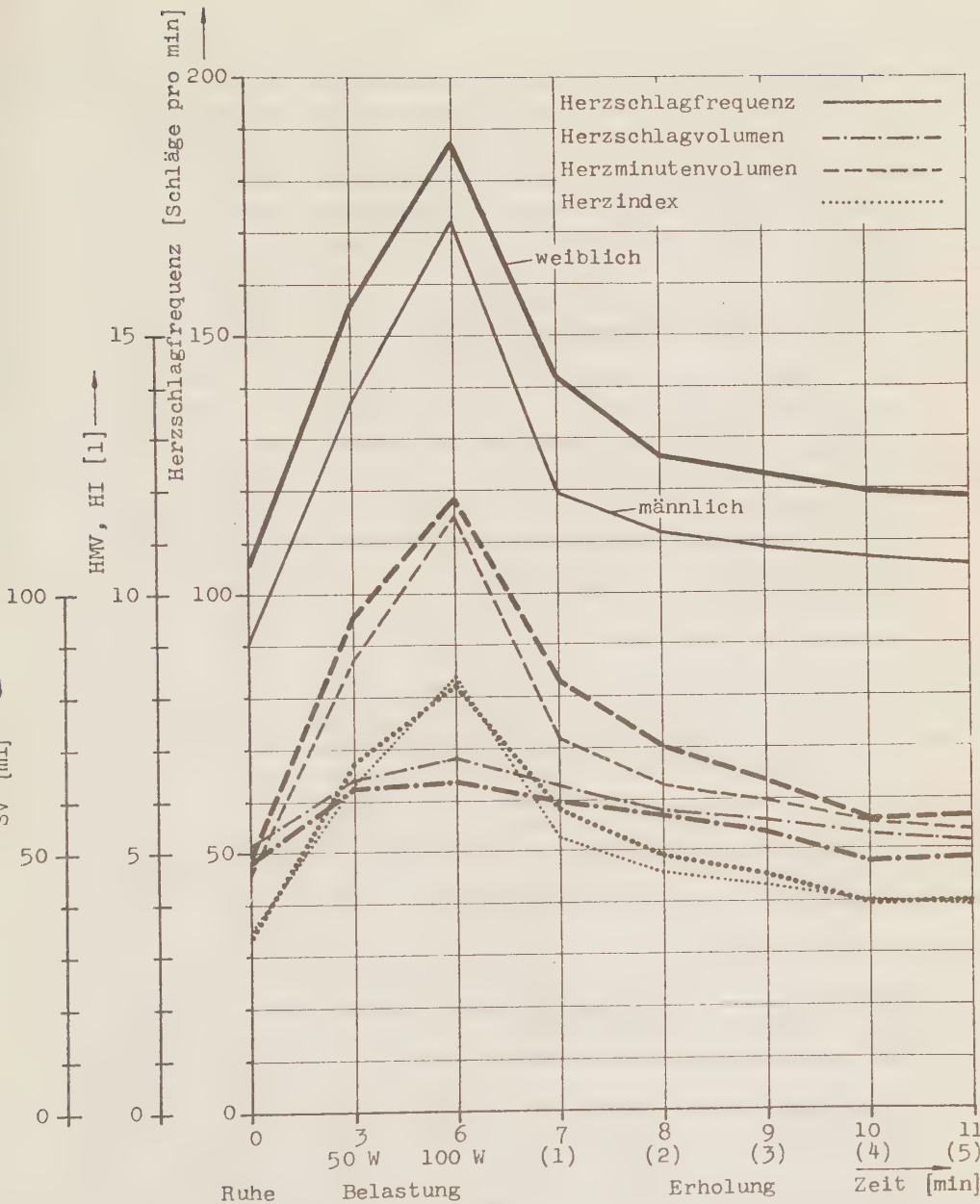


Abb. 22 Darstellung von Herzschlagfrequenz, Herzschlag- und Herzminutenvolumen und Herzindex der Mädchen und Jungen

In Tabelle 16 und in Abbildung 23 sind je drei Schüler aus den einzelnen drei Schulen herausgegriffen, deren Werte durch extreme Abweichung von den ebenfalls aufgeführten Mittelwerten charakterisiert sind.

Es soll dadurch gezeigt werden, daß durchaus auch Werte vorhanden waren, die von den Durchschnittswerten erheblich abwichen.

Die Abbildungen sind in die Variablen Pulsfrequenz, Herzschlag- und Herzminutenvolumen aufgeteilt.

Auf die Darstellung des Herzindex wurde aus Gründen der Übersichtlichkeit verzichtet, aber der Verlauf der Herzindices entspricht auch genau dem der absoluten Herzminutenvolumina.

Zum Vergleich ist sowohl in den Tabellen, als auch in den Kurvendarstellungen der jeweilige Mittelwert aus 20 Schülern mitaufgeführt.

Schüler	Ruhe	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
---------	------	------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Herzschlagfrequenz in Schläge pro Minute

Lauterecken

Nr. 6 männlich	70	128	161	145	109	105	102	91
Nr.10 männlich	88	122	170	132	101	114	104	101
Nr.20 männlich	78	129	163	130	99	116	97	119
Mittelwert $\bar{x}$	89,08	137,70	174,05	121,77	110,95	111,22	106,44	107,24

Weierhof

Nr. 1 männlich	81	176	197	136	117	104	130	111
Nr.15 weiblich	134	173	199	155	124	118	112	126
Nr.19 weiblich	60	150	190	133	80	111	73	80
Mittelwert $\bar{x}$	98,46	146,80	181,65	128,30	113,23	110,53	110,52	107,22

Meisenheim

Nr. 4 männlich	70	76	142	111	110	98	95	115
Nr. 5 männlich	87	116	155	71	99	98	89	93
Nr. 8 weiblich	105	192	201	137	127	123	114	126
Mittelwert $\bar{x}$	102,72	151,24	180,75	137,26	129,40	122,97	119,82	118,31

Herzschlagvolumen in ml

Lauterecken

Nr. 3 männlich	67,68	79,71	76,06	92,08	106,17	95,28	78,13	76,93
Nr.11 männlich	53,28	43,38	67,33	41,57	51,89	48,02	52,84	48,95
Nr.20 männlich	86,83	73,44	84,03	64,21	74,06	66,93	69,37	61,57
Mittelwert $\bar{x}$	51,58	60,97	65,24	60,79	56,78	55,85	51,99	50,91

Weierhof

Nr. 5 männlich	89,37	122,69	102,19	125,03	116,48	104,18	98,71	97,34
Nr.10 männlich	60,13	91,54	96,45	97,08	60,35	69,53	70,16	54,90
Nr.19 weiblich	58,08	61,02	46,31	61,03	63,25	51,00	45,05	64,71
Mittelwert $\bar{x}$	49,34	67,20	67,80	65,17	62,16	56,69	53,05	53,25

Meisenheim

Nr. 1 männlich	50,41	55,81	103,46	47,26	37,39	38,63	43,14	37,84
Nr. 5 männlich	45,95	76,47	69,25	83,35	49,92	50,68	47,36	47,46
Nr.20 männlich	61,30	69,22	86,41	70,72	60,77	67,52	64,32	78,91
Mittelwert $\bar{x}$	49,17	61,27	65,50	58,28	53,01	51,31	46,40	46,44

Herzminutenvolumen in l

Lauterecken

Nr. 1 männlich	5,05	12,20	15,18	9,52	7,50	7,36	6,77	6,31
Nr. 5 männlich	4,26	9,40	10,89	5,86	6,11	5,42	4,59	6,67
Nr.13 männlich	2,60	5,22	5,85	4,60	3,42	3,13	2,68	2,50
Mittelwert $\bar{x}$	4,50	8,26	11,10	7,04	6,12	6,12	5,45	5,39

Weierhof

Nr. 2 männlich	7,32	12,10	11,44	8,79	8,68	7,52	7,29	6,52
Nr. 4 weiblich	2,40	7,83	9,20	4,94	4,81	4,25	4,28	4,00
Nr.18 weiblich	5,61	11,10	17,68	10,65	7,98	7,59	7,36	7,12
Mittelwert $\bar{x}$	4,83	9,68	12,17	8,08	6,82	6,07	5,73	5,55

Meisenheim

Nr. 1 männlich	3,45	5,75	14,79	4,82	3,81	3,77	3,88	3,37
Nr. 3 weiblich	5,29	12,05	12,00	9,24	9,36	7,44	7,07	5,95
Nr.19 weiblich	6,82	12,10	15,73	8,92	7,15	6,69	5,29	5,66
Mittelwert $\bar{x}$	4,92	9,13	11,67	7,85	6,81	6,24	5,48	5,48

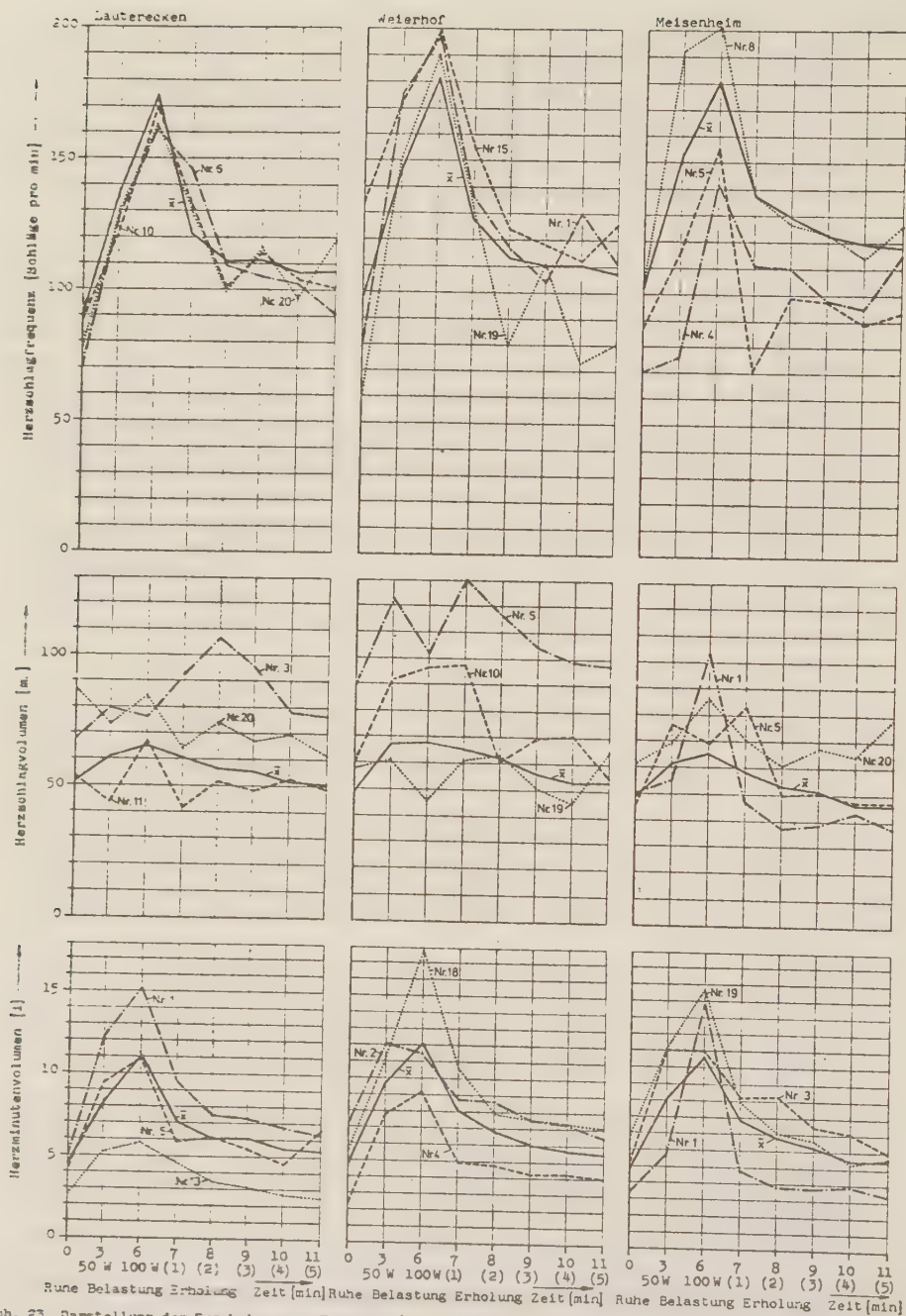


Abb. 23 Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 16

7.4. Das korrelative Verhalten von Pulsfrequenz und Herzschlagvolumen

Tabelle Nr. 17 zeigt die Korrelationskoeffizienten zwischen Frequenz und Schlagvolumen des Herzens.

Die Zahl der Einzelwerte ist in Klammern angegeben.

Bei der Betrachtung der Beziehung zwischen Frequenz und Schlagvolumen des Herzens in Ruhe, während Belastung und in der Erholungsphase zeigt sich, daß eine negative Korrelation in allen Fällen besteht.

Dies bedeutet, daß mit hohen Frequenzwerten niedrige Schlagvolumen einhergehen. Dieses Ergebnis ist durchaus zu erwarten gewesen.

Bei den Kindern aus Lauterecken besteht in Ruhe eine Korrelation von $-0,41$, die während der Belastung enger wird, nach der ersten Erholungsminute mit $-0,75$ sehr stark hervortritt und dann bis zum Ende der Erholungspause abnimmt.

Bei den Probanden aus Weierhof besteht unter Ruhebedingungen eine sehr geringe Korrelation zwischen Frequenz und Schlagvolumen von $-0,12$. Die umgekehrte Beziehung zwischen beiden Variablen wird auch hier bis zur ersten Erholungsminute enger, aber mit $-0,75$ ist in der dritten Minute der Erholungspause die Beziehung am stärksten. Anders sieht es bei der Schule Meisenheim aus. Hier ist die Beziehung der beiden Variablen während des ganzen Versuches gering. Erst zum Ende der Erholungspause wird die Korrelation mit dem Koeffizienten von $-0,51$ wieder stärker.

Beide Geschlechter zeigen mit zunehmender Belastung eine enger werdende Beziehung an, die bei den Jungen nach der ersten Erholungsminute mit $-0,62$ am stärksten ist und während der Pause etwas abnimmt, während bei den Mädchen der Korrelationskoeffizient nach der dritten Erholungsminute mit $-0,69$ die stärkste Beziehung zwischen Frequenz und Schlagvolumen anzeigt.

	Ruhe	50 W	100 W	1 Min	2 Min	3 Min	4 Min	5 Min
<u>Lauterecken (20)</u>	-0,41	-0,48	-0,62	-0,75	-0,53	-0,36	-0,38	-0,38
<u>Weierhof (20)</u>	-0,12	-0,48	-0,55	-0,66	-0,57	-0,75	-0,51	-0,62
<u>Meisenheim (20)</u>	-0,39	-0,25	-0,42	-0,37	-0,23	-0,32	-0,37	-0,51
<u>männlich (34)</u>	-0,26	-0,28	-0,52	-0,62	-0,49	-0,38	-0,38	-0,45
<u>weiblich (26)</u>	-0,31	-0,45	-0,46	-0,50	-0,51	-0,69	-0,47	-0,64

Tab. 17 Korrelationskoeffizienten zwischen Herzschlagfrequenz und Herzschlagvolumen

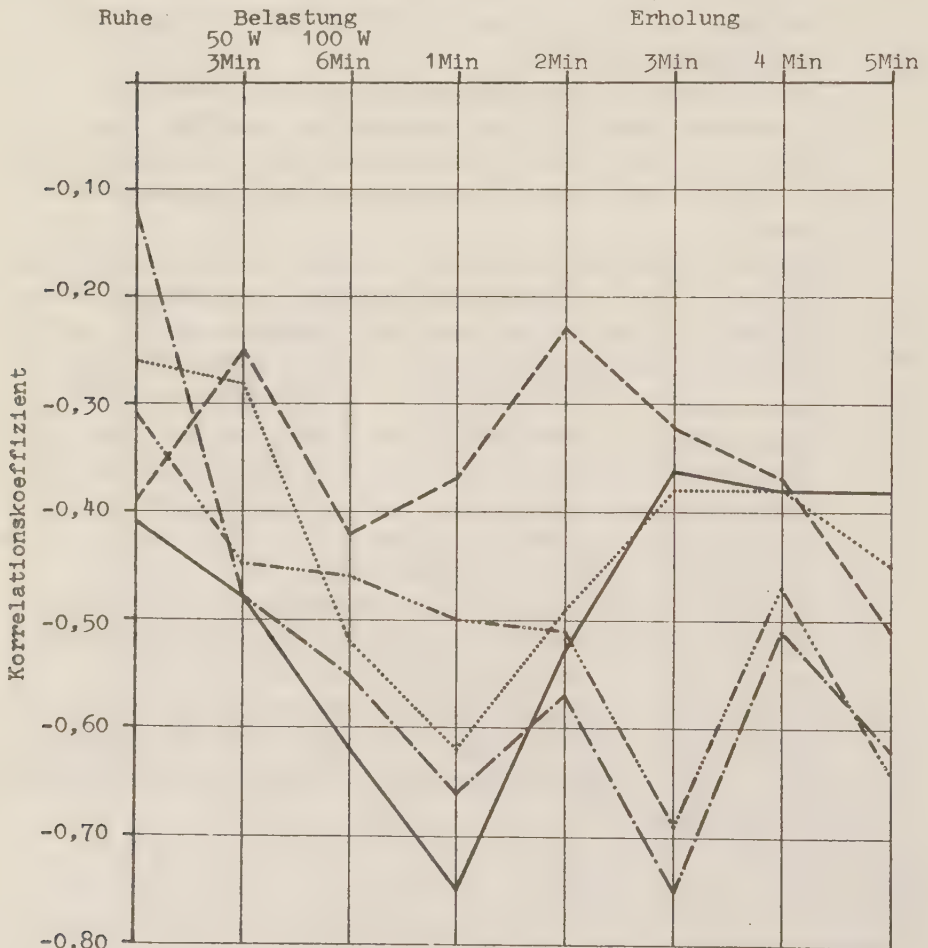


Abb. 24 Das korrelative Verhalten von Herzschlagfrequenz und

8. DISKUSSION

In den vorliegenden Untersuchungen wurden mit der Impedanz-Kardiographie, einer einfachen und nicht eingreifenden Methode, die 1966 von Kubicek und Mitarbeitern entwickelt wurde, bei 60 Schülern aus 3 verschiedenen Schulen Herzschlagfrequenz, Herzschlag- und Herzminutenvolumen unter Ruhe- und Belastungsbedingungen und während der Erholungsphase gemessen.

Die Belastungen von 50 Watt und 100 Watt wurden mit einem Fahrradergometer durchgeführt.

Die Belastungszeiten betrugen je 3 Minuten, woran sich eine 5minütige Erholungspause anschloß.

Insgesamt dauerte jeder Versuch also 11 Minuten.

Die 12- bis 13jährigen Kinder kamen zu je 20 aus den Schulen Lauterecken, Meisenheim und Weierhof.

Die 60 Schüler setzten sich aus 34 Jungen und 26 Mädchen zusammen, wobei aus Lauterecken nur Jungen kamen, aus Meisenheim kamen 4 Jungen und 16 Mädchen, und von der Schule Weierhof wurden 10 Jungen und 10 Mädchen untersucht.

Die Untersuchungen wurden im Rahmen eines Forschungsprogramms durchgeführt. Seit 1972 werden von der Sexta an 3 Klassen der Gymnasien Lauterecken, Meisenheim und Weierhof von einer durch das Kultusministerium Rheinland-Pfalz zusammengestellten wissenschaftlichen Begleitkommission medizinisch und wissenschaftlich-pädagogisch untersucht. Das Programm war für die gesamte Schulzeit, also 9 Jahre, geplant.

Es kam in den vorliegenden Untersuchungen darauf an, Herzschlagfrequenz, Schlag- und Minutenvolumen des Herzens mit dem Impedanz-Kardiographen aufzuzeichnen und deren Verhalten bei Ruhe, Belastung und Erholung zu beschreiben.

Außerdem sollte das unterschiedliche Leistungsverhalten zwischen Jungen und Mädchen im Wachstumsalter dargestellt werden.

Dabei erscheint es notwendig, darauf hinzuweisen, daß ähnliche Untersuchungen in großer Zahl vorhanden sind.

Es kommt daher in der vorliegenden Arbeit nicht so sehr darauf an, neue Erkenntnisse in bezug auf das Leistungsvermögen von Jugendlichen zu vermitteln, als vielmehr Belastungsversuche bei Kindern mit einer indirekten, nicht eingreifenden und die Probanden nicht belastenden Methode durchzuführen.

Eine solche Methode stellt die Impedanz-Kardiographie dar. Sie wurde 1966 von Kubicek und Mitarbeitern entwickelt, und der Impedanz-Kardiograph 1972 erstmals in Deutschland vorgestellt.

Es handelt sich hierbei um ein sehr einfaches Prinzip: Um den Hals und den Thorax des Patienten werden je zwei Klebeelektroden angelegt, wobei zwischen den beiden äußeren Elektroden eine hochfrequente Wechselspannung von 100 kHz liegt, und zwischen den beiden inneren Elektroden der Wechselstromwiderstand, das ist die Impedanz, gemessen wird. Von dem Gerät werden sowohl die Grundimpedanz Z_0 als auch für einen Schreiber deren Ableitung nach der Zeit dz/dt geliefert.

Aus der gewonnenen Kurve, die meist eine charakteristische Konfiguration einnimmt, werden zur Berechnung des Herzschlagvolumens zwei Strecken benötigt.

Erstens T, das der Austreibungszeit des Herzens entspricht, und zweitens das Maximum der Impedanzänderung nach der Zeit dz/dt .

Die Theorie ist auf der Annahme aufgebaut, daß in einem homogenen, leitenden Zylinder - dem Thorax - die Impedanzänderungen proportional den Volumenänderungen sind.

Folgende Formel ist entwickelt worden, um das Schlagvolumen (dV) zu berechnen:

$$dV = p \times \left(\frac{L}{Z_0}\right)^2 \times T \times \left(\frac{dz}{dt}\right)$$

Hierbei bedeuten p den spezifischen Widerstand des Blutes (150 Ohm x cm), L die Entfernung der inneren Elektroden

in cm, Z_0 die Grundimpedanz in Ohm, T die Austreibungszeit in Sekunden und dz/dt max die maximale Impedanzänderung nach der Zeit. Diese Formel in empirisch ermittelt.

Hill und Mitarbeiter (27) stehen der Methode sehr mißtrauisch gegenüber, da sich das System als nicht eichbar erwiesen habe.

Außerdem ist es zweifelhaft, ob die Theorie vom Thorax als homogenem leitendem Zylinder, dessen Impedanzänderungen allein durch die Austreibung vom Blut bedingt sein sollen, aufrecht erhalten werden kann.

Es gelang zwar, den Effekt der Atmung weitgehend auszuschalten, aber die Volumenänderungen im Thorax während der Austreibungsphase werden doch auch durch die Verkleinerung der Ventrikel, die Erweiterung der arteriellen Gefäße mit der Windkesselfunktion und die Steigerung des venösen Rückflusses infolge des Tiefertretens der Ventilenebene des Herzens bestimmt.

Dieser Einwand wird jedoch durch das Postulat von Kubicek und Mitarbeitern eingeschränkt, nach dem das gesamte Flüssigkeitsvolumen im Thorax keinen Verlust erleiden darf (43). Auch Koch und Mitarbeiter (40), die 1974 mit Hilfe des Impedanz-Kardiographen Schlagvolumina bei Patienten mit Cimmino-Fisteln gemessen haben, halten der Methode den entscheidenden Einwand entgegen, daß ein nicht eichbares Signal gemessen wird.

So gelang es ihnen mit Hilfe der Impedanz-Kardiographie nicht, Untersuchungen zu bestätigen, wonach das Schlagvolumen nach Verschluß der arteriovenösen Fisteln kleiner wird.

Für Lababidi und seine Mitarbeiter (46) stellt die Impedanz-Kardiographie dagegen eine nicht eingreifende und leicht zu wiederholende Methode der Herzminutenvolumenbestimmung dar, die mit klassischen Methoden wie dem Fick'schen Prinzip,

oder der Farbstoffverdünnungstechnik durchaus zu vergleichen sei, allerdings nur unter der Voraussetzung, daß keine intrakardialen Shunts und keine Klappeninsuffizienzen vorliegen dürften, da die Größe der Impedanzänderungen durch hämodynamische Situationen, welche das Schlagvolumen des linken Ventrikels verändern, beeinflußt würden.

Trotz aller berechtigten theoretischen Einwände, gelang es in den vorliegenden Untersuchungen bei gesunden, 12- bis 13jährigen Kindern, Schlagvolumina und Minutenvolumina des Herzens unter Ruhe- und Belastungsbedingungen mit der Impedanz-Kardiographie zu messen.

Die Ergebnisse lagen durchaus im Bereich des zu erwartenden Maßes und stimmten auch - soweit die Anordnung und Durchführung der Versuche Vergleiche erlaubten - mit den Ergebnissen aus anderen Untersuchungsmethoden überein. Es sollte das Leistungsvermögen und das Leistungsverhalten von Schulkindern aus 3 verschiedenen Schulen mit unterschiedlicher Zahl an wöchentlichen Sportstunden beschrieben werden.

Dabei haben die Schüler aus Meisenheim 6 Sportstunden pro Woche, in Weierhof und in Lauterecken werden wöchentlich 3 Sportstunden angeboten.

Jedoch wäre es falsch, aus der unterschiedlichen Zahl an wöchentlichen Sportstunden, auf unterschiedliches Leistungsverhalten schließen zu wollen, denn bei der Beurteilung des Leistungsvermögens spielt die körperliche Entwicklung des Kindes eine bedeutende Rolle, die ja im Wachstums- und Reifealter auch bei Gleichaltrigen recht große Unterschiede aufweist. Außerdem würde das aus der Zahl der Schulsportstunden zu erwartende Ergebnis durch solche Probanden verfälscht, die privat Sport treiben, und hier nicht gesondert aufgeführt wurden.

Zudem setzten sich die einzelnen Schulgruppen aus einer ungleichen Zahl von Jungen und Mädchen zusammen, was sich

ja auch im unterschiedlichen Leistungsverhalten der Kinder aus den 3 Schulen ausdrücken mußte.

Um nun zunächst auf das Verhalten der Herzschlagfrequenz während Ruhe, Belastungs- und Erholungsphase einzugehen, ist zu vermerken, daß bei den Kindern relativ hohe Frequenzwerte von im Mittel 96 Schläge pro Minute unter Ruhebedingungen, 178 Schlägen während der Belastung mit 100 Watt, und 110 Schläge nach 5minütiger Erholungspause gemessen wurden, was durchaus im Einklang mit den Ergebnissen liegt, die andere Forscher (34) gewannen.

Den Probanden genügte jedoch die Erholungspause von 5 Minuten nicht, um sich vollständig zu erholen. Im Mittel lagen die Herzschlagfrequenzwerte nach 5minütiger Erholung immer noch um 14 % über den Ruhewerten.

Dies bestätigt auch Kirchhoff (34), für den sich die Besonderheit der Kreislaufregulation des Kindes auch dadurch ausdrückt, daß eine verlängerte Erholungsphase vonnöten ist. Jedoch sei trotz dieser mangelnden Regulationsfähigkeit das Leistungsvermögen des Kindes dadurch relativ groß, daß höhere Herzschlagfrequenzwerte sowohl unter steady state -, als auch unter vita maxima - Bedingungen erreicht werden könnten. Es ist also dem Kinde möglich, aufgrund seiner Reserven, die ihm seitens der Herzschlagfrequenz zur Verfügung stehen, hohe Wattleistungen zu erbringen, an die es sich durch vermehrte Herzschlagfrequenzerhöhung anpassen muß.

So betrug die Steigerung der Herzschlagfrequenz nach der Belastung mit 100 Watt 85 % des Ruhewertes, während die Kinder ihr Schlagvolumen nur um 32 % steigern konnten. Es scheinen demnach Zusammenhänge zwischen dem Ausmaß der Frequenzsteigerung und der körperlichen Leistungsfähigkeit der Jugendlichen zu bestehen, was auch von Rutenfranz und Hettinger (65) bestätigt wird.

Die Herzschlagfrequenzwerte der Mädchen lagen durchweg höher als die der Jungen, während die männlichen Probanden

ihre Frequenzwerte nach der Belastung mit 100 Watt um 10 % mehr steigern konnten als die Mädchen.

Es bleibt abzuwarten, ob die Ergebnisse der Schlagvolumina die Annahme bestätigen können, daß bei Kindern im Alter von 12 bis 13 Jahren die Jungen ein besseres Leistungsverhalten zeigen als die Mädchen, was ja auch von Rutenfranz und Hettinger (65) beschrieben wird, die aber dann einschränken, daß sich die Differenz im 12- bis 14ten Lebensjahr durch eine stärkere Leistungsfähigkeit der Mädchen verringert, deren Ursache in dem früheren Eintritt des puberalen Wachstumsschubes bei den Mädchen gesehen wird.

Ein vergrößertes Herzminutenvolumen kann sowohl durch Steigerung der Herzschlagfrequenz als auch des Schlagvolumens erreicht werden, wobei es einer ökonomischen Arbeitsweise entspricht, ein erhöhtes Minutenvolumen durch Vergrößerung beider Parameter zu erreichen. Dem Untrainierten bleibt dagegen im wesentlichen nur die Möglichkeit der Herzschlagfrequenzsteigerung, um sein Minutenvolumen der Belastung anzupassen.

Die Kinder im Wachstumsalter - zu denen ja auch die hier Untersuchten gehörten - kann man in dieses Schema nicht pressen, da es, wie oben aufgeführt, zu den Besonderheiten des kindlichen Kreislaufes gehört, das Herzminutenvolumen vermehrt durch Erhöhung der Herzschlagfrequenz der Arbeit anzupassen.

So betrug die prozentuale Steigerung des Schlagvolumens nach der Belastung von 100 Watt 32 %, während die Steigerungsrate der Herzschlagfrequenz bei 85 % über dem Ruhewert lag.

Die Schlagvolumenwerte der Jungen lagen während des ganzen Versuches über denen der Mädchen (Abb. 22).

Hierdurch wird also die These bestätigt, daß die Jungen auf ökonomischere Weise ihr Herzminutenvolumen der Belastung anpassen, nämlich durch höhere Schlagvolumenwerte, während die Mädchen ihr Arbeitsminutenvolumen mehr durch Steigerung der Herzschlagfrequenz erreichen.

Die Herzminutenvolumina der Mädchen lagen während des ganzen Versuches über denen der Jungen, was ja aus den Ergebnissen der Herzschlagfrequenz zu erwarten war.

Wenn man jedoch den Herzindex heranzieht, um die relativen Minutenvolumenwerte bezogen auf die Körperoberfläche der Probanden zu erhalten, so verschiebt sich das obengenannte Ergebnis zugunsten der Jungen. Der deutlich zu Tage getretene Unterschied zwischen den absoluten Herzminutenvolumina beider Geschlechter, wobei die Mädchen höhere Werte aufzuweisen hatten, verschwindet. Die Jungen erreichen sogar einige Male höhere Werte als die Mädchen (Abb. 22)

Durch das fortgeschrittene puperale Wachstum der Mädchen im Alter von 12 bis 13 Jahren gegenüber der Jungen, können die Ersteren also absolut höhere Herzminutenvolumenwerte erreichen. Es macht sich demnach der Einfluß von Körpergröße und Körpergewicht bemerkbar.

Insgesamt kann man jedoch festhalten, daß die Jungen ein ökonomischeres Leistungsverhalten zeigen, als die Mädchen, die durch vermehrte Tachykardie ein erhöhtes Minutenvolumen erlangen, während jene trotz niedrigerer Herzschlagfrequenz mit Hilfe von erhöhtem Schlagvolumen Minutenvolumenwerte erreichen, die in der vorliegenden Untersuchung nicht so weit unter denen der Mädchen liegen, wie es nach der Betrachtung der Herzschlagfrequenz zu erwarten gewesen wäre.

Das unterschiedliche Leistungsverhalten der 3 Schulen ist aus dem Grunde nicht miteinander zu vergleichen, da aus Lauterecken nur Jungen kamen, während von den anderen beiden Schulen Jungen und Mädchen untersucht wurden.

Die Kinder wurden durch die Untersuchungen in keinsten Weise belästigt, handelt es sich doch bei der Impedanz-Kardiographie um eine indirekte, nicht eingreifende Methode. Es ist daher zu erwarten, daß die erlangten Werte nicht zu hoch liegen, wie es bei der direkten, also blutigen Methode der Fall ist. Hierauf haben schon Emmerich (16) und Rutenfranz (64) hingewiesen.

So können zwar alle heute gebräuchlichen Methoden der Herzminutenvolumenbestimmung wie die Fick'sche-, die Fremdgas-, oder die Farbstoffverdünnungsmethode auch im Arbeitsversuch angewandt werden; beim Kinde ist man jedoch zurückhaltend, direkte Methoden im Belastungsversuch zu gebrauchen, da sie entweder zu hohe Anforderungen an die Mitarbeit der Kinder stellen (Fremdgasmethode), oder weil sie durch die Notwendigkeit der Blutentnahme bzw. der Herzkatheterisierung die Kinder psychisch zu sehr belasten, was zu erheblichen Verfälschungen der Meßergebnisse führen kann.

Die Impedanz-Kardiographie scheint demnach für globale Routineuntersuchungen bei gesunden Kindern geeignet zu sein, da sie eine indirekte und die Probanden nicht belastende Methode darstellt. Dabei muß allerdings die Frage offen bleiben, inwieweit die mit dem Impedanz-Kardiographen erhaltenen absoluten Werte mit denen übereinstimmen, die aus direkten Methoden, wie der Farbstoffverdünnungsmethode gewonnen werden.

9. ZUSAMMENFASSUNG

Mit Hilfe der Impedanz-Kardiographie wurde an 60 Kindern aus drei verschiedenen Schulen Herzschlagfrequenz, Herzschlag- und Herzminutenvolumen während Ruhe, Belastung und Erholung gemessen. Es ergaben sich dabei folgende Ergebnisse:

Kinder im Wachstumsalter von 12 bis 13 Jahren passen ihr Herzminutenvolumen der Belastung vornehmlich durch vermehrte Herzschlagfrequenzerhöhung als durch Schlagvolumenerhöhung an. Die Herzschlagfrequenz kann demnach als ein Indikator für das Leistungsvermögen bei Kindern angesehen werden.

Die Jungen zeigen im Alter von 12 bis 13 Jahren ein ökonomischeres Leistungsverhalten, in dem sie ihr Herzminutenvolumen während der Arbeit durch höhere Schlagvolumenwerte erhalten als die Mädchen.

Die Mädchen können im oben beschriebenen Alter aufgrund ihrer fortgeschrittenen körperlichen Entwicklung höhere Herzminutenvolumenwerte erreichen als die Jungen, und damit mehr leisten.

Wenn man den Einfluß der Körperoberfläche, berechnet aus Körpergröße und Körpergewicht, ausschaltet, so erreichen beide Geschlechter in etwa gleiche Herzminutenvolumenwerte bei gleicher Belastung.

Es hat sich gezeigt, daß man mit Hilfe der Impedanz-Kardiographie als indirekter nicht eingreifender und damit den Probanden nicht belastender Methode vergleichende Untersuchungen des Leistungsvermögens an gesunden Menschen durchführen kann.

10. LITERATUR

- (1) APITZ, J.: Farbstoffverdünnungsuntersuchungen im Kindesalter
Dr. Alfred Hüthig Verlag Heidelberg, 1969
- (2) Asmussen, E., M. NIELSEN: Das Minutenvolumen des Herzens bei Ruhe und Arbeit aufgrund gleichzeitiger Bestimmung mittels Azetylgas und der Farbinjektionsmethode.
In: Acta physiologia Scandinavia 27 pp 217 (1953)
- (3) ATZLER, E., G. LEHMANN: Über ein neues Verfahren zur Darstellung der Herzstätigkeit (Dielektrographie).
In: Arbeitsphysiologie 6, S. 636 - 680 (1932)
- (4) BACHE, R. J., A. HARLEY, J.C. GREENFIELD:
Evaluation of Thoracic Impedance Plethysmographie as an indicator of stroke volume in man.
In: American Journal of Med. Science 258, p 100 - 113 (1969)
- (5) BÄR, C. G.: Die Bedeutung unblutiger Meßmethoden für die Herz- und Kreislaufdiagnostik.
In: Archiv für Kreislaufforschung 31, S. 18 - 94 (1959)
- (6) BAKER, L. E., W. V. JUDY, L. E. GEDDES, T.M. LANGLEY, D.W. HILL : The measurement of cardiac output by means of electrical impedance.
In: Cardiovascular Research Center Bulletin, Vol. 9, Nr. 4, p 135 - 145 (1971)

- (7) BÜGER, P., K. WEZLER: Zur physikalischen Bestimmung absoluter Werte des Schlag- und Minutenvolumens des Herzens beim Menschen.
In: Naunyn-Schmiedebergers Archiv für experimentelle Pathologie. 184 S. 253 ff (1937)
- (8) BOLT, W., W. KLANTE: Das Verhalten des Herzschlagvolumens und des Herzminutenvolumens im Kindesalter.
In: Zeitschrift für Kreislaufforschung, Band 36, S. 374 ff (1944)
- (9) BROEMSER, P., O. RANKE: Physikalische Bestimmung des Schlagvolumens des Herzens.
In: Zeitschrift für Kreislaufforschung, Bd. 25, S. 11 ff (1933).
- (10) BROEMSER, P., O. RANKE: Über die Messung des Schlagvolumens des Herzens auf unblutigem Wege.
In: Zeitschrift für Biologie, Bd. 90, S. 467 - 507 (1930)
- (11) BROTMACHER, L.: Der Wert einer Bestimmung des Herzschlagvolumens aus Blutdruckmessungen.
In: Circ. Research, Bd. 5, S. 589 ff (1957)
- (12) CAMPBELL, R.C.: Statistische Methoden für Biologie und Medizin.
Georg Thieme Verlag Stuttgart 1971
- (13) CHRISTENSEN, E. H.: Beiträge zur Physiologie schwerer körperlicher Arbeit III: Gasanalytische Methoden zur Bestimmung des HMV in Ruhe und während körperlicher Arbeit.
In: Arbeitsphysiologie 4, S. 175 ff (1931)

- (14) CLAUS, G., H. EBNER: Grundlagen der Statistik.
Verlag Harri Deutsch Zürich 1975
- (15) VAN DE WATER, J., J.R. DMOCHOWSKI, G.B. DOVE, N.P. COUCH:
Evaluation of an impedance flowmeter in arterial
surgery.
In: Surgery, Vol. 70 Nr. 6, p 954 - 961
(1971)
- (16) EMMERICH, J. H., H. STEIM, H. KLEPZIG: Über den Einfluß
blutiger Untersuchungsmethoden auf das Herz-
minutenvolumen.
In: Zeitschrift für Kreislaufforschung,
Bd. 47, S. 326 - 337 (1958)
- (17) ERLANGER, J., D. R. HOOKER: Johns Hopkins Hospital
Reports
Nr. 12, pp 145 (1904)
- (18) GEDDES, L. E., L. E. BAKER: Principles of Applied
Biometrical Instrumentation.
John Wiley and Sons, New York 1968
- (19) HARLEY, A., J. C. GREENFIELD: Determination of cardiac
output in man by means of impedance plethysmo-
graphy
In: Aerospace Medicine, March 1968, p 248 - 254
- (20) HARVEY, W.: Exercitatio Anatomica de motu cordis et
sanguinis in animalibus.
Frankfurt 1628, Übersetzt Ludwigshafen 1936
- (21) HAUCH, H. J., H. J. DANNEEL: Vergleichende Bestimmung
des HMV zwischen der direkten Fick'schen
Methode und der physikalischen Methode nach
Broemser-Ranke.
In: Klinische Wochenschrift 32 S. 687 ff (1954)

- (22) HEGGLIN, R.: Kreislaufdiagnostik mit der Farbstoffverdünnungsmethode.
Stuttgart 1962
- (23) HEGGLIN, M., M. RUTISHAUSER, R. HEGGLIN: Klinische Anwendung der Farbstoffkurve zur Bestimmung von Kreislaufgrößen.
In: Schweizerische Medizinische Wochenschrift 90, S. 103 - 107 (1960)
- (24) HEIMBURG, P., P. KADELBACH, K. KOCHSIEK, J. SCHUMACHER: Vergleichende Untersuchungen zwischen dem Kälte- und dem Farbstoffverdünnungsverfahren:
In: Zeitschrift für Kreislaufforschung 53, S. 1230 - 1245 (1964)
- (25) HELLBRÜGGE, TH. F.: Gesundheit und Leistungsfähigkeit im Kindesalter. Stuttgart 1960
- (26) HEIMREICH, E.: Die Besonderheit des kindlichen Kraftwechsels.
In: Klinische Wochenschrift 4, S. 540 - 542 (1925)
- (27) HILL, R. V., J. C. JANSEN, J.L. FLING: Electrical Impedance Plethysmographie: a critical analysis.
In: J. Appl. Physiol. 22, S. 161 - 168 (1967)
- (28) HOLLMANN, W., H. VALENTIN, H. VENRATH: Überatmung und Kreislauf jugendlicher Personen während dosierter körperlicher Belastung.
In: Sportarzt Nr. 10, S. 77 ff (1959)
- (29) ISRAEL, S.: Die Beziehungen zwischen dem Herzvolumen und der Herz-Kreislaufdynamik beim Gesunden.
Medizinische Habilitationsschrift Leipzig 1966

- (30) JUDY, W. V., F. M. LANGLEY, K. D. McCOWEN, D.M. STINNETT:
Comparative Evaluation of the Thoracic Impedance and Isotope Dilution Methods for measuring cardiac output.
In: Aerospace Medicine, May 1969 p 532 - 536
- (31) KAUFMANN, G., R. HEGGLIN: Verwendung des Ohroxymeters zur Bestimmung des Herzminutenvolumens.
In: Cardiologia 28, S. 207 ff (1956)
- (32) KEIDEL, B.D.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1970
- (33) KIRCHHOFF, H. W.: Besonderheiten der Regulation von Kreislauf und Atmung im Reifungsalter.
In: Monatsschrift für Kinderheilkunde, 107, S. 51 - 60 (1959)
- (34) KIRCHHOFF, H.W.: Über den kindlichen Kreislauf.
In: Ergebnisse der inneren Med. Kinderheilkunde, 5, S. 156 - 218 (1954)
- (35) KIRCHHOFF, H.W., R. EICHLER: Untersuchungen über die Kreislaufregulation im Reifealter.
In: Zeitschrift für Kinderheilkunde, 72, S. 113 - 128 (1952)
- (36) KIRCHHOFF, H.W., H. REINDELL, C.H. HAUSWALDT:
Untersuchungen zur Beurteilung der Leistungsbreite im Reifungsalter.
In: Zeitschrift für Kinderheilkunde im Reifungsalter, 81, S. 211 - 238 (1958)
- (37) KLENSCH, H., H. W. HOHNEN: Bestimmung von Schlag- und Minutenvolumen nach Arbeitsleistung mit der ballistischen Methode.
In: Pflügers Archiv für gesamte Physiologie, 265, S. 207 - 219 (1957-58)

- (38) KLENSCH, H., H.W. HOHNEN: Das Verhalten von Schlag- und Minutenvolumen in der Erholungsphase nach progressiver körperlicher Belastung. In: Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie und Arbeitsphysiologie, 17, S. 177 - 189 (1958-59)
- (39) KLEPZIG, H., P. FRISCH: Röntgenologische Herzvolumenbestimmung in Klinik und Praxis, Stuttgart 1965
- (40) KOCH, H., I. FRANKE, J. DIPPELL: Impedanz-Kardiographie: Ein neues Hilfsmittel in der postoperativen Intensivüberwachung? In: Klinische Pädiatrie, 186, S. 170 - 173 (1974)
- (41) KÖNIG, K., H. REINDELL, J. KEUL, H. ROSKAMM: Untersuchungen über das Verhalten von Atmung und Jugendlichen im Alter von 10 bis 19 Jahren. In: Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie, 18, S. 393 - 434 (1961)
- (42) KÖNIG, W.: Klinisch physiologische Untersuchungsmethoden. Eine Auswahl für die Innere Medizin, Stuttgart 1972
- (43) KUBICEK, W. G., J. N. KARNEGIS, R. P. PATTERSON, D.A. WITSOE, R. H. MATTSON: Development and Evaluation of an Impedance Cardiac output System. In: Aerospace Medicine, p 1208 - 1212 (1966)
- (44) KUBICEK, W. G., L. FROM, R. P. PATTERSON, D. A. WITSOE, A. CASTANEDA: Impedance Cardiography as a noninvasive means to monitor cardiac function. In: Journal of the Association of the Advancement of Medical Instrumentation Vol. 4, Nr. 2, March - April 1970, p 79 - 84

- (45) KUBICEK, W. G., R. P. PATTERSON, D. A. WITSOF:
Impedance Cardiography as a noninvasive
method of monitoring cardiac function and
other parameters of the cardiovascular
system.
In: Annals of the New York Academy of
Sciences, Vol. 170, Art. 2, July 1970,
p 724 - 732
- (46) LABABIDI, ZUHDI: Evaluation of Impedance Cardiac
output in children.
In: Pediatrics, 47, Heft 5, p. 870-879
(1971)
- (47) LABABIDI, Z., D.A. EHMKE, R. E. DURNIN: The First
Derivative Thoracic Impedance Cardiogram.
In: Circulation, Vol. XLI, p. 651 - 658,
April 1970
- (48) LILJESTRAND, G., E. ZANDER: Vergleichende Bestimmungen
des Minutenvolumens des Herzens beim Menschen
mittels der Stickoxydultmethode durch Blut-
druckmessung.
In: Zeitschrift der gesamten experimentellen
Medizin, 59, S. 105 - 127, (1928)
- (49) LOOGEN, F.: Assistierte Zirkulation, Stuttgart 1967
- (50) LÜTHY, E.: Herzminutenvolumenbestimmung mit Hilfe von
Thermistoren.
In: Ärztliche Forschung, 15, S. 448 - 450 (1961)
- (51) MELLEROWICZ, H.: Ergometrie, Grundriß der medizinischen
Leistungsmessung.
München 1962

- (52) MELLEROWICZ, H.: Der Kreislauf des Jugendlichen bei Arbeit und Sport.
In: S. Karger, Basel 1965
- (53) MELLEROWICZ, H.: Das körperliche Leistungsvermögen der heutigen Jugend.
München 1965
- (54) MELLEROWICZ, H., D. LERCHE: Ergometrische Untersuchungen zur Beurteilung der kardialen und körperlichen Leistungsfähigkeit bei Kindern und Jugendlichen.
In: Zeitschrift für Kinderheilkunde, 81, S. 36 - 49 (1958)
- (55) MILLAHN, H. P., H. SOLLMANN: Das Verhalten von Schlagvolumen und Pulsfrequenz nach dosierter körperlicher Belastung.
In: Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie, 19, S. 143 ff (1962)
- (56) NITSCH, K.: Untersuchungen über die Kreislaufregulation bei organisch gesunden Kindern.
In: Monatsschrift für Kinderheilkunde, 96, S. 296 - 298 (1948/49)
- (57) NÖCKER, J., V. BÜHLAU: Abhängigkeit der Leistungsfähigkeit von Alter und Geschlecht
In: Münchner Medizinische Wochenzeitschrift, 97, S. 1517 - 1522 (1955)
- (58) NOWY, H., K. KIKODSE, N. ZÖLLNER: Über Bestimmungen des Herzminutenvolumens und zentralem Blutvolumens in Ruhe und bei körperlicher Arbeit mit Hilfe der Farbstoffmethode
In: Zeitschrift für Kreislaufforschung, 46, S. 382 - 392 (1957)

- (59) POMERANTZ, M., F. DELGADO, B. EISEMAN: Clinical Evaluation of Transthoracic Elektrical Impedance as a Guide to Intrathoracic fluid volumes.
In: Annals of Surgery, Vol. 171, Nr. 5, p 686 - 691, May 1970
- (60) POMERANTZ, M., F. DELGADO, B. EISEMAN: Unsuspected depressed cardiac output following blunt thoracic or abdominal trauma.
In: Surgery, Vol. 70, Nr. 6, p 865 - 871, Dec. 1971
- (61) PSCHYREMBEL, W.: Klinisches Wörterbuch. Verlag de Gruyter. Berlin 1972
- (62) REIN, H., M. SCHNEIDER: Einführung in die Physiologie des Menschen.
Springer-Verlag, Berlin 1971
- (63) REINDELL, H.: Kreislaufregulation: Eine physiologische, pathophysiologische und klinische Studie.
Stuttgart 1955
- (64) RUTENFRANZ, J.: Entwicklung und Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit bei Kindern und Jugendlichen. Basel 1964
- (65) RUTENFRANZ, J., TH. HETTINGER: Untersuchungen über die Abhängigkeit der körperlichen Leistungsfähigkeit von Lebensalter, Geschlecht und körperlicher Entwicklung.
In: Zeitschrift für Kinderheilkunde, 83, S. 65 - 88 (1959)

- (66) RUTENFRANZ, J., R. HOCKE, CH. HOCKE: Über den Aussage-
wert einiger ergometrischer Verfahren zur
Prüfung der körperlichen Leistungsfähigkeit
von Kindern und Jugendlichen. Erste Mitteilung:
Die Abhängigkeit der Meßwerte von Lebensalter,
Geschlecht und körperlicher Entwicklung.
In: Internationale Zeitschrift für angewandte
Physiologie, 20, S. 294 ff (1964)
- (67) SCHNEIDER, K.W.: Kreislauffunktion beim Sportler.
Schattauer Verlag, Stuttgart 1970
- (68) SCHNEIDER, K. W., P. HASSENSTEIN: Probleme der Herz-
minutenvolumenbestimmung bei Verwendung von
Indocyanin-Indikatoren.
In: Archiv für Kreislaufforschung, 42, S. 84 -
112, (1963)
- (69) SCHNEIDER, K. W., R. ROST: Möglichkeiten quantitativer
Ohrdensitometrie.
In: Archiv für Kreislaufforschung, 58,
S. 294 - 321 (1969)

Herrn Professor Dr. Spitzbarth möchte ich herzlich für die Überlassung des Themas danken.

Herrn Professor Dr. Zipf bin ich zu Dank verpflichtet, für die Möglichkeit, in seinen Räumen die Untersuchungen durchführen zu können.

Außerdem möchte ich Herrn Dr. Scheidt für seine Beratung zu den statistischen Teilen der vorliegenden Arbeit danken.

LEBENS LAUF

16. November	1950	Geboren in Speyer als Sohn des Laboranten Ludwig Schirmer und seiner Frau Maria, geb. Höchst
April	1956	Eintritt in die Volksschule St. Jakobus in Schifferstadt
April	1960	Eintritt in das Staatl. Hans-Purrmann-Gymnasium in Speyer
10. Juni	1969	Ablegen der Reifeprüfung
Oktober	1969	Beginn des Studiums der Physik an der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz
April	1970	Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an der gleichen Universität
März	1971	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
März	1973	Zahnärztliche Vorprüfung
April	1974	Beginn der vorliegenden Dissertation
August	1974	Heirat mit Christa Schirmer, geb. Schwind von Beruf Apothekenassistentin
November	1975	Zahnärztliche Prüfung

